

Aus der Klinik für Augenheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Vergleich verschieden konzipierter asphärischer
Intraokularlinsen im Hinblick auf das postoperative
Kontrastsehvermögen

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Mirjam Johanna Rossel

aus Berlin

Datum der Promotion: 14.09.2018

Inhaltsverzeichnis

1	ABSTRACT	3
2	EINLEITUNG	6
2.1	Entwicklung und Stellenwert der Kataraktchirurgie.....	6
2.2	Spektrum der Intraokularlinsen.....	8
2.2.1	Historischer Überblick	8
2.2.2	Aktueller Stand der Kunstlinsenimplantation.....	9
2.2.3	Asphärische IOL	13
2.3	Fragestellung dieser Arbeit.....	25
3	PATIENTEN UND METHODEN.....	27
3.1	Patienten	27
3.1.1	Auswahlprozess.....	27
3.1.2	Demografische Daten des Patientenkollektivs	28
3.2	Methoden	29
3.2.1	Retrospektiv erhobene Daten	29
3.2.2	Statistische Auswertungen.....	43
4	ERGEBNISSE.....	44
4.1	Auswertung der demografischen Daten	44
4.2	Auswertung der prä- und postoperativen Refraktions-, Achsenlängen- und IOL- Breckkraft-Bestimmung.....	44
4.3	Auswertung der intra- und postoperativen Komplikationen	47
4.4	Auswertung der Pupillometrie.....	47
4.5	Auswertung der Visusbestimmung unter photopischen Konditionen	47
4.5.1	Unkorrigierter und bestkorrigierter Fernvisus prä- und postoperativ	47
4.5.2	Photopische Visusbestimmung bei geringem Optotypen-Kontrast ohne und mit Blendung	48

4.6	Auswertung der unter mesopischen Konditionen erhobenen Kontrastsensitivität ohne und mit Blendung	49
4.7	Auswertung der postoperativen Aberrationsmessungen	52
4.7.1	Korneale Aberrationen	52
4.7.2	Okuläre Aberrationen	53
5	DISKUSSION	56
5.1	Relevanz der vorliegenden Arbeit	56
5.2	Einordnung der funktionellen Ergebnisse	56
5.3	Einordnung der ermittelten Aberrationen	63
6	LITERATURVERZEICHNIS	72
	Eidesstattliche Versicherung	94
	Lebenslauf	95
	Danksagung	96

1 ABSTRACT

EINLEITUNG: Die chirurgische Entfernung der Katarakt zählt weltweit zu den häufigsten Operationen. Dank des sich stetig weiterentwickelnden, großen Spektrums an Kunstlinsen (IOL), die bei der Operation implantiert werden, kann inzwischen mehr als nur der Anspruch einer guten korrigierten Tagessehschärfe erfüllt werden. Asphärische IOL, die aberrationsneutral oder -negativ sein können, ermöglichen einen Ausgleich der sphärischen Aberration (SA) der Hornhaut und tragen so zur Optimierung der Abbildungsqualität bei. Eine Verbesserung der wichtigen Kontrastwahrnehmung im Hellen und Dunkeln im Vergleich mit sphärischen IOL wurden nachgewiesen. Umstritten ist jedoch bisher, ob aberrationsnegative oder -neutrale IOL hinsichtlich dieser funktionellen Parameter zu bevorzugen sind und ob ihre Implantation durch Mikroinzisionen zusätzliche Vorteile bietet.

METHODEN: In diese retrospektive monozentrische klinische Studie wurden Patienten eingeschlossen, die im Rahmen einer Kataraktoperation mit Phakoemulsifikation bei altersbedingter Linsentrübung entweder die aberrationsneutrale Akreos™ Adapt AO oder die aberrationsnegative Tecnis® ZA9003 durch einen 3,3-mm-Schnitt oder die aberrationsneutrale Mikroinzisions-IOL Incise® MJ14T durch eine 1,4-mm-Inzision erhalten hatten. Verglichen wurden die postoperative photopische Niedrigkontrastsehschärfe und die mesopische Kontrastsensitivität unter Berücksichtigung der Nachtfahrtauglichkeitskriterien der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft (DOG) – jeweils ohne und mit Blendung. Zudem wurden neben demografischen Daten die unkorrigierte und bestkorrigierte Hochkontrastsehschärfe und die mesopische Pupillengröße analysiert. Es erfolgten eine Prüfung des Auftretens von Komplikationen und ein Vergleich von Aberrationen niederer und höherer Ordnung der Kornea und des gesamten Auges zwischen den drei Gruppen.

ERGEBNISSE: Während sich die photopische Hoch- und Niedrigkontrastsehschärfe zwischen der Akreos™- (18 Augen von 18 Patienten), Incise®- (17 Augen von 17 Patienten) und Tecnis®-Gruppe (14 Augen von 14 Patienten) nicht signifikant unterschieden, erfüllten deutlich mehr Augen mit Akreos™ Adapt AO monokulär die DOG-Nachtfahrtauglichkeitsanforderungen ohne Blendung. Bei Blendung zeigte sich in

allen Gruppen ein Abfall der dann nicht mehr signifikant unterschiedlichen Dämmerungssehfähigkeit. Die Mittelwerte der kornealen SA und des okulären Koma- und Dreiblatt waren in allen Gruppen ähnlich. Die SA des gesamten Auges lag bei aberrationsnegativer IOL in einem signifikant niedrigeren Bereich. Die Aberrationen höherer Ordnung (RMS HOA) des gesamten Auges waren in der Mikroinzisionsgruppe signifikant höher, der RMS-Wert der kornealen Aberrationen war hingegen in diesen Augen signifikant geringer.

SCHLUSSFOLGERUNG: Trotz nachweislich niedrigeren Aberrationen höherer Ordnung nach Implantation einer aberrationsnegativen IOL kann ein funktioneller Vorteil hinsichtlich des Kontrastsehens im Vergleich mit aberrationsneutralen IOL ausbleiben. Bei ebenfalls hier nicht bestätigtem funktionellen Benefit durch Mikroinzision sondern sich sogar besser darstellender Dämmerungssehfähigkeit nach Implantation einer aberrationsneutralen IOL mittels Kleinschnitt besteht der Verdacht auf einen positiven Effekt einer geringen Rest-Aberration oder überragende sonstige intra- bzw. interindividuelle Faktoren.

INTRODUCTION: Cataract extraction is one of the most common surgeries performed worldwide. Due to continuous advancement and the broad spectrum of intraocular lenses (IOL) which are implanted during the operation not only a good best corrected visual acuity (BCVA) can be achieved. Aspheric IOL that can be aberration-negative or -neutral permit an optimization of retinal image quality by correcting corneal spherical aberration (SA). There is evidence of improvement of photopic and mesopic contrast perception when compared to spherical IOL. If aberration-neutral or -negative IOL should be preferred and if microincision-IOL can add advantages regarding these parameters is still controversial.

METHODS: In this retrospective single-centre clinical study patients who had received either an aberration-neutral Akreos™ Adapt AO or an aberration-negative Tecnis® ZA9003 through a 3.3-mm-incision or an aberration-neutral microincision-IOL Incise® MJ14T through a 1.4-mm-incision were included. The postoperative photopic low-contrast visual acuity and the mesopic contrast sensitivity – with and without glare – were compared considering the criteria for night driving ability of the German Ophthalmological Society (DOG). Besides the demographic data the uncorrected visual

acuity, BCVA and mesopic pupil size were analyzed. A screening with regard to complications and comparisons of lower and higher order aberrations of the cornea and the whole eye between the three groups were performed.

RESULTS: While photopic high- and low-contrast visual acuity did not differ between the Akreos™ (18 eyes of 18 patients), Incise® (17 eyes of 17 patients) and Tecnis® (14 eyes of 14 patients) group, significantly more eyes with an Akreos™ Adapt AO fulfilled the night driving ability criteria without glare. The performance with glare was remarkably worse and similar in all groups. The mean values of corneal SA and ocular coma and trefoil were not different between the groups. The SA of the whole eye was significantly lower in the Tecnis® group. Total higher order aberrations (RMS HOA) of the whole eye were higher in the microincision-IOL group, whereas the value of corneal RMS HOA was significantly lower in these eyes.

CONCLUSION: Despite of reduced lower HOA after implantation of an aberration-negative IOL a functional advantage concerning contrast perception compared to aberration-negative IOL can be missing. Furthermore a benefit due to implantation through a microincision could not be proven in this study, but rather a better mesopic contrast perception after implantation of an aberration-neutral IOL by small incision surgery was observed. This might be explained by a possible beneficial effect of a remaining low positive ocular SA or an impact of miscellaneous intra- and interindividual factors.

2 EINLEITUNG

2.1 Entwicklung und Stellenwert der Kataraktchirurgie

Die Katarakt, auch Grauer Star genannt, ist weltweit mit einem Anteil von 51% die häufigste Ursache für Erblindung [1]. In Deutschland führt die Eintrübung der Linse des Auges aufgrund der überdurchschnittlichen medizinischen Versorgungssituation zwar nur noch selten zum vollständigen Verlust der Sehkraft, dennoch zählt die Katarakt auch hier zu den häufigsten Augenerkrankungen [2].

Die Prävalenz des Grauen Stars steigt mit dem Alter stark an [3], die Cataracta senilis bildet mit über 90 % die größte Untergruppe der nach Zeitpunkt des Auftretens klassifizierten Katarakte [4]. Aufgrund des demografischen Wandels ist eine weitere Zunahme der Kataraktinzidenz zu erwarten [5, 6]. Nach Angaben des Berufsverbandes deutscher Augenärzte weisen in Deutschland 50 % der 52- bis 64-Jährigen subjektiv meist noch asymptomatische Trübungen der Linse auf, in der Altersgruppe der 65- bis 75-Jährigen wird die Häufigkeit der senilen Katarakt mit über 90 % angegeben, jedoch bemerkt nur jeder zweite Betroffene die Visusbeeinträchtigung selbst [7].

Die irreversible Linsentrübung geht meist mit einer langsam voranschreitenden Sehverschlechterung einher, wobei nicht nur die Hochkontrast-Sehschärfe sondern auch das Dämmerungssehen gestört, die Blendempfindlichkeit verstärkt und Refraktionsänderungen bemerkt werden können [8-10].

Die Ätiologie des altersbedingten Grauen Stars ist noch nicht vollständig geklärt [11], zahlreiche Studien haben jedoch mögliche Risikofaktoren für sein Auftreten eruieren können. Dazu gehören neben dem bereits erwähnten Alter u.a. genetische Prädisposition, weibliches Geschlecht, dunkle Hautfarbe, Mangelernährung, Diabetes mellitus, Rauchen, Alkoholkonsum, Kortikosteroidgebrauch, UVB-Exposition, niedriges Bildungsniveau und ländliche Herkunft [12-14]. Außer der Minimierung der Risikofaktoren existiert bisher keine wirksame Prävention der Linsentrübungen. Eine konservative Behandlungsmöglichkeit der Katarakt ist ebenfalls nicht bekannt. Die einzige effektive Therapie ist die chirurgische Entfernung der getrübten Linse, die in den Industrienationen zu den am häufigsten durchgeführten operativen Eingriffen zählt [15].

Die Cataract Surgery Rate (CSR), die jährliche Anzahl an Kataraktoperationen pro eine Million Einwohner, variiert sehr stark zwischen verschiedenen Ländern und Regionen: Während sie zu Anfang dieses Jahrzehnts in den U.S.A. und in Frankreich bei ca. 11000 und in China bei ca. 1000 lag, wurde für die Republik Kongo eine CRS von 163 ermittelt [16, 17]. In Deutschland erfolgen jährlich insgesamt schätzungsweise über 600.000 Kataraktoperationen, davon werden nach Schätzungen nahezu 90 % unter ambulanten Bedingungen durchgeführt [18, 19]. Der Bedarf an Kataraktoperationen steigt kontinuierlich. Dabei spielen die Bevölkerungsexpansion und die gesteigerte Lebenserwartung ebenso eine Rolle wie die frühere Indikationsstellung und die sich stetig verbessernden Ergebnisse [5, 20-22].

Die in Abhängigkeit des Verfahrens teils kostenintensive Behandlung stellt eine nicht unwesentliche finanzielle Belastung des Gesundheitssystems dar: Die Ausgaben für die in Deutschland 2010 erfolgten stationären und ambulanten Katarakt-Operationen wurden auf 532 Millionen Euro geschätzt, eine Verdoppelung der Kosten im Verlauf der kommenden Jahrzehnte wird aufgrund der demografischen Entwicklung prognostiziert [23]. Der einer Kataraktoperation im Normalfall folgende hohe Gewinn an Lebensqualität und Produktivität und die Ersparnis von Kosten, die andernfalls durch eine fortschreitende Verschlechterung des Sehvermögens entstehen würden, rechtfertigen jedoch den finanziellen Aufwand [24, 25]. So wurde die operative Behandlung des Grauen Stars in den Entwicklungsländern von der World Bank zu einer äußerst kosteneffektiven Behandlung erklärt [26].

Weitaus seltener werden chirurgische Linsenentfernungen bei noch klarer Linse z.B. bei Linsen(sub-)luxationen, zur Refraktionsänderung oder bei Engwinkelsituation durchgeführt.

Die operative Entfernung der Linse hat eine weit zurückreichende Geschichte: Schon ca. 800 v. Chr. wurde sie in Form des Starstichs und laut Roy, Mehra und Deshpande sogar bereits in einer Technik, die der 1753 von Jacques Daviel erstmals beschriebenen extrakapsulären Kataraktextraktion (ECCE) ähnelt, in Indien durchgeführt [27]. Die Methode der ECCE, bei der die Linse entfernt und Großteile der Kapsel belassen werden, wurde u.a. von Albrecht von Graefe verbessert, bringt jedoch bis heute häufig Nachtrübungen mit sich. 1961 stellte Tadeusz Krawiec die intrakapsuläre Kataraktextraktion (ICCE) vor, bei der die Linse inklusive Kapselsack

entfernt wird. Wenig später entwickelte Charles Kelman die Phakoemulsifikation, die sich erst Anfang der 1980er Jahre in Deutschland durchsetzte [28]. Durch die schonende und vollständigere Entfernung der mittels Ultraschall fragmentierten Linse aus der Kapsel und die kleinere nötige Inzision ist die Komplikationsrate geringer, das Risiko der Astigmatismusinduktion kleiner, die postoperative Heilphase kürzer und die Visusrehabilitation schneller als bei den vorher genannten Verfahren [29]. Eine kostengünstigere Alternative stellt die 1994 von Blumenthal beschriebene „manuelle Kleinschnitt-Technik“ (MSICS) dar [30]. Heute werden die meisten Kataraktoperationen in den Industrieländern extrakapsulär unter Verwendung eines Phakoemulsifikationsgerätes durchgeführt [31].

2.2 Spektrum der Intraokularlinsen

2.2.1 Historischer Überblick

Das gemeinsame Resultat der o.g. Katarakt- bzw. Linsenextraktionen ist die Aphakie (Linsenlosigkeit), die bis in das 20. Jh. hinein lediglich durch sogenannte Starbrillen korrigiert werden konnte. Die starken Plusgläser führen jedoch zu einer Bildvergrößerung von ca. 25 %, zu erheblichen Einschränkungen des peripheren Gesichtsfeldes sowie zu Abbildungsfehlern. Durch den Einsatz der schließlich entwickelten Kontaktlinsen konnte der bildvergrößernde Effekt auf unter 10 % gesenkt und damit die Toleranz der nach einseitiger Kataraktoperation induzierten Aniseikonie, d.h. der unterschiedlich großen Abbildungen auf den Netzhäuten des rechten und linken Auges, erhöht werden [32, 33]. Für viele der vornehmlich älteren Patienten käme die Verwendung von Kontaktlinsen z.B. wegen Handhabungsschwierigkeiten, zu trockenen Augen oder chronischer Lidkantenentzündung jedoch nicht in Frage.

Eine der wichtigsten Innovationen in der Kataraktchirurgie stellt daher die Entwicklung der Intraokularlinse (IOL) von Sir Nicholas Harold Ridley 1949 dar. Die Idee eines Ersatzes der eigenen Linse durch Linsen Verstorbener oder aus Fremdmaterial existierte schon länger, jedoch war Ridley der Erste, der diese Ideen reflektierte und letztendlich umsetzte. Als Herstellungsmaterial benutzte er monomerfreies

Polymethylmethacrylat (PMMA, „Perspex“), das wie Glas bei akzidenteller Einbringung ins Auge meist keine signifikante Fremdkörperreaktion zeigte – dies hatte Ridley im 2. Weltkrieg bei Piloten beobachtet, bei denen nach Berstung des Cockpits eine Penetration des Auges durch Splitter dieses Materials erfolgte [34]. Dieses Material wird heute noch zur Herstellung einiger IOL verwendet.

In den meisten Fällen wurde damals durch die Implantation der künstlichen Linse drei Monate nach ECCE in den Kapselsack eine gute Sehschärfe erreicht, die auch nach Jahrzehnten noch zufriedenstellend war, bei ca. 15 % der Patienten kam es jedoch zu Komplikationen, die meist durch die Dislokation der haptikfreien Linse hervorgerufen wurden und eine Explantation der IOL erforderten. Durch die ab 1954 angefügten Tantal-Fäden, deren Enden lose unter der Konjunktiva belassen wurden, konnte die Dislokationsrate vermindert werden [35].

Aufgrund der teils recht hohen Komplikationsrate wurde die Kunstlinsenimplantation jahrelang von vielen Augenärzten abgelehnt. Nach zahlreichen Variationen des Designs, Materials, des Implantationsortes sowie der chirurgischen Verfahren zur Einbringung der IOL fand die künstliche Hinterkammerlinse erst ab den 1970er Jahren langsam Anerkennung als Standard der Aphakiekorrektur [32].

2.2.2 Aktueller Stand der Kunstlinsenimplantation

Die Implantation moderner IOL erfolgt heute in den meisten Fällen in die Hinterkammer und stellt nach zahlreichen Studien eine sichere und effektive Prozedur dar [36-41].

Die Komplikationsrate konnte durch neue IOL-Designs, verbesserte Herstellungstechniken und die wachsende Erfahrung der Operateure vermindert werden. Die häufigsten Komplikationen der Kataraktchirurgie sind die Entstehung eines zystoiden Makulaödems (1,5 %), Dislokation der IOL (1,1 %), Netzhautablösung (0,7-1,23 %), bullöse Keratopathie (0,3 %) und Endophthalmitis (0,13-0,2 %) [19].

Es befinden sich zahlreiche Arten von IOL auf dem aktuellen Markt, die man nach verschiedenen Kriterien klassifizieren kann:

Als Herstellungsmaterialien der IOL werden heute meist hydrophobes oder hydrophiles Acrylat oder Silikon verwendet, die durch ihre Flexibilität eine Einbringung der IOL in gefaltetem Zustand ins Auge durch einen kleinen Implantationsschnitt ermöglichen. Dies trägt zur Verringerung der Astigmatismus-Induktion bei [42-46]. Die Implantation von Kunstlinsen aus hydrophilem Acrylat ist aufgrund der besonders guten Falt- bzw. Einrollbarkeit durch noch kleinere Schnitte möglich als die Implantation der hydrophoben IOL [19]. Starre PMMA-Linsen, die eine etwas größere Inzision erfordern, werden heutzutage seltener verwendet. IOL sind meist ein- oder dreiteilig gefertigt, teils bestehen die Haptiken aus einem anderen Material als der optische Teil der Linse. Viele Haptiken sind C- oder J-förmig, andere IOL besitzen Plattenhaptiken, die sich an zwei bis vier Punkten im Kapselsack abstützen. Unterschiede gibt es zudem bei den IOL-Beschichtungen, es können z.B. Fluorkarbon, Heparin oder Zytotoxine aufgetragen werden. An das Linsenmaterial wird heutzutage meist ein UV-Filter gebunden [47].

Nach dem Implantations- bzw. Fixierort der künstlichen Linse unterscheidet man Hinterkammer-, Vorderkammer- und Iris-gestützte Linsen. Erstere werden meist in den Kapselsack implantiert, können jedoch auch im Sulcus ciliaris, der sich zwischen Iris und Kapselsack befindet, fixiert werden. Die beiden anderen genannten Linsentypen bieten den Vorteil der Einsatzmöglichkeit auch nach ICCE, bei Beschädigung der Zonulafasern, Kapseldefekten, bei kongenitaler Aphakie und bei Sekundäreingriffen, weisen jedoch erhöhte Komplikationsraten (u.a. von kornealer Dekompensation, Irisatrophie oder chronischem Reizzustand) auf [48-50].

Neben den – aktuell meist monofokalen–Standardlinsen werden seit einigen Jahren vermehrt sogenannte Premium- bzw. Sonderlinsen verwendet, wobei die Zuordnung einer IOL zu dieser Gruppe sich im Verlauf der Zeit und abhängig von der Klinik bzw. vom Operateur ändern kann.

Eine Übersicht mit den wichtigsten Charakteristika, Vor- und Nachteilen gibt Tabelle 2.2.2a.

IOL	Prinzip	potenzielle Vorteile	potenzielle Nachteile
<i>torische IOL</i> [51]	neben sphärischer auch zylindrische Wirkung	Brillenlosigkeit in Ferne oder Nähe durch Korrektur des kornealen Astigmatismus	Aufhebung des Effekts bzw. nachteilige Wirkung bei Positionierung in falscher Achse
<i>multifokale IOL</i> [52]	Schaffung verschiedener Brennpunkte	Brillenlosigkeit in Ferne und Nähe	teils verringerte optische Abbildungsqualität, schlechteres Kontrastsehen, Halos
<i>(pseudo-)akkommodative IOL</i> [53]	Positions-änderung bei Ziliarmuskel-aktivität	Brillenlosigkeit in Ferne und Nähe	teils suboptimaler unkorrigierter Fern-/ Nahvisus, abnehmender Effekt bei Kapselfibrose
<i>adjustierbare IOL</i> [54]	postoperative Korrektur der Sphäre und des Astigmatismus z.B. mittels UV-Licht	Brillenlosigkeit in Ferne oder Nähe durch exakte Korrektur der Sphäre und des Astigmatismus (bis 2 dpt), z.B. auch bei Z.n. refraktivem Lasereingriff	höhere Kosten und gesteigerter Aufwand durch Nachbehandlung, überwiegend noch in klinischer Erprobung, bei UV-Behandlung Tragen einer Schutzbrille postoperativ bis zur Abschlussbehandlung

Blaufilter-IOL [55]	Absorption von Licht mit Wellenlängen zwischen 400 und 500 nm	vermutete Risikominderung bzgl. altersbedingter Makuladegeneration, subj. angenehme Farbwahrnehmung, gutes Kontrastsehen	Beweis des Nutzens in vivo ausstehend, teils reduzierte Dämmerungssehfähigkeit, frgl. Beeinträchtigung der zirkadianen Rhythmik
asphärische IOL [56]	Verminderung der okulären sphärischen Aberration durch Aberrationsneutralität bzw. -negativität	verbesserte optische Abbildungsqualität, insbesondere verbessertes Kontrast-, Dämmerungs- und Blendungssehen	etwas höhere Kosten, bei aberrationsnegativen IOL Effektminderung/-umkehr bei Dezentrierung
Mikroinzisions-IOL [57, 58]	Implantation durch kleineren Tunnel/ Parazentese möglich	Reduktion des iatrogen induzierten Astigmatismus, Traumareduktion, erhöhte Wundstabilität	Lernkurve des Operateurs, teils spezielles technisches Zubehör notwendig

Tab. 2.2.2a: Potenzielle Vor- und Nachteile moderner IOL

IOL, in denen verschiedene dieser Eigenschaften kombiniert vorliegen, sind mittlerweile in zahlreichen Varianten erhältlich. Ebenfalls möglich ist heutzutage die Implantation von Add-on-IOL. Diese Linsen werden in den sogenannten Sulcus ciliaris vor die bereits vorhandene IOL gesetzt und können damit feine oder je nach optischer Eigenart auch

größere Korrekturen bewirken, die durch Explantation der Add-on-Linse reversibel sind [59]. Auch sogenannte phake IOL, die vor die klare eigene Linse implantiert werden, sind zur Korrektur von Fehlsichtigkeit erhältlich [60].

Eine Einteilung der IOL kann – wie in o.g. Tabelle erwähnt – auch nach den optischen Eigenschaften ihrer Oberflächen erfolgen, die sphärisch oder asphärisch sein können.

2.2.3 Asphärische IOL

2.2.3.1 Physikalische Grundlagen

Während in Mikroskopen, Fernrohren, Kameras, Starbrillen und vielen weiteren optischen Systemen schon seit langer Zeit asphärische Linsen mit großem Erfolg verwendet werden – Funde aus vorangegangenen Jahrtausenden belegen eine lange Existenz solcher [61-63] –, erforderte die Entwicklung von asphärischen IOL die im Folgenden beschriebenen komplexen physikalischen und physiologischen Erkenntnisse und exakte technische Messgeräte [64-66].

Atchinson beschrieb 1991 erstmalig die optischen Effekte asphärisch gestalteter Oberflächen von Intraokularlinsen [67], das Patent für die erste asphärische IOL entwickelten schließlich Artal, Norrby, Piers und van der Mooren Anfang des 21. Jahrhunderts [68].

Die Oberfläche sphärischer Linsen, die bis heute als Standard-IOL in der Kataraktchirurgie verwendet werden, besitzt an jeder Stelle den gleichen Krümmungsradius. Nach dem Snellius-Brechungsgesetz werden Lichtstrahlen am Rande solch einer Linse stärker gebrochen als paraxiale Strahlen. Dies führt zu unendlich vielen Brennpunkten, wobei mit zunehmender Einfallshöhe (h) der Strahlen die entsprechenden Brennpunkte (F') näher an der Linse liegen (s. Abb. 2.3.1.a). Die Strahlen eines Objektpunktes vor einer sphärischen Sammellinse vereinigen sich also nicht in einem Bildpunkt, sondern unterliegen einem Abbildungsfehler, der auch als (longitudinale) sphärische Aberration bezeichnet wird, und zu Unschärfe, geometrischer Abweichung des Bildes vom Objekt und Farbsäumen führt [69].

Bei den sphärischen IOL unterscheidet man symmetrische Linsen, deren Krümmungsradien der konvexen Rückflächen sich nur durch das negative Vorzeichen von denen ihrer jeweiligen konvexen Vorderfläche unterscheiden, und asymmetrische Linsen, deren Flächen verschiedene Krümmungsradien aufweisen. Durch die Kombination bestimmter Krümmungsradien der zwei Oberflächen kann die sphärische Aberration in asymmetrischen IOL minimiert, jedoch nicht vollständig korrigiert werden [70].

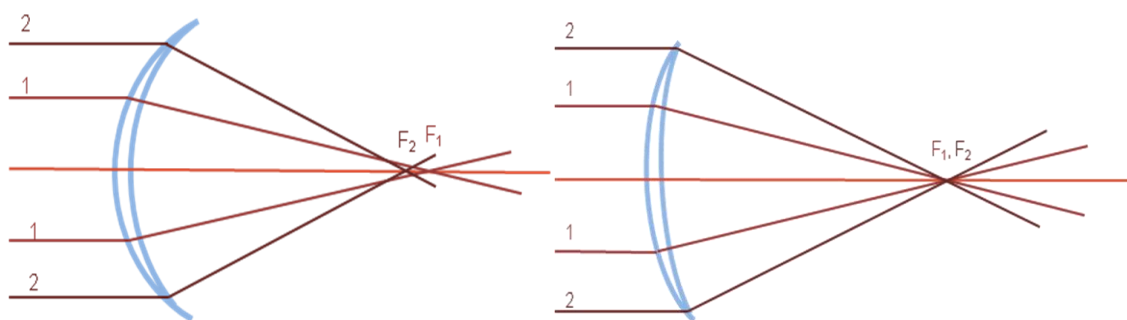


Abb. 1.3.1a: Schema sphärische Linse

Abb. 1.3.1b: Schema asphärische Linse

Asphärische Linsen können durch eine optimierte Form diese Abbildungsfehler gezielt korrigieren. Die Krümmung ihrer Oberfläche verändert sich radiär und stetig mit zunehmendem Abstand vom Zentrum der Linse, sodass der Öffnungsfehler vermindert wird und sich (im Idealfall) die Strahlen aller Zonen einer Linse mit positiver Brechkraft im Bildraum in einem einzigen Achsenpunkt schneiden (s. Abb. 2.3.1b) [71].

Die Oberflächen asphärischer Linsen lassen sich mit folgender Formel beschreiben (Asphärenformel): $(X^2 + Y^2) + (1 + Q) \times Z^2 - 2ZR_0 = 0$, wobei Z die Koordinaten entlang der optischen Achse, R_0 den zentralen Krümmungsradius, X und Y die Koordinaten in der Ebene senkrecht zur optischen Achse Z und Q den Asphäritätsfaktor darstellen [72].

Oberflächen mit einem Asphäritätsfaktor $Q = 0$ sind sphärisch, asphärische Flächen mit $Q > 0$ (s. Abb. 2.3.1c) werden auch oblat genannt und asphärische Flächen mit $Q < 0$ (s. Abb. 2.3.1d) bezeichnet man als prolat. Bei diesen letztgenannten Oberflächen mit negativem Asphäritätsfaktor ist der axiale Durchmesser größer als der äquatoriale und somit der Krümmungsradius in der Peripherie größer als paraxial.

Periphere Strahlen werden somit schwächer gebrochen als solche, die nahe der optischen Achse Z verlaufen. Wie oben erwähnt können so Abbildungsfehler korrigiert werden [70].

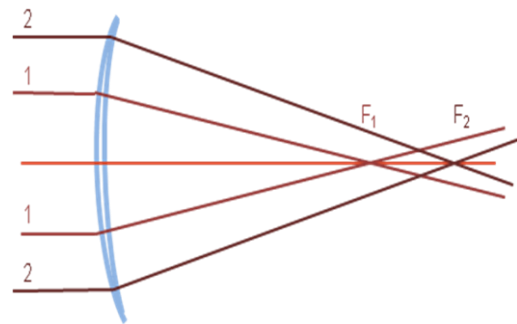
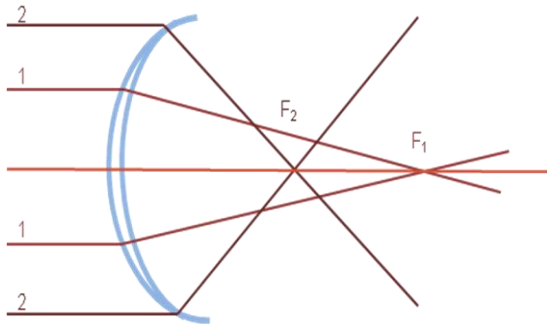


Abb. 2.3.1c: Schema einer Linse mit $Q > 0$ Abb. 2.3.1d: Schema einer Linse mit $Q < 0$

Die sphärische Aberration und die sonstigen als Wellenfrontaberrationen bezeichneten Ablenkungen der Lichtstrahlen durch optische Imperfektionen der brechenden Medien des Auges werden üblicherweise mathematisch als sogenannte Zernike-Polynome beschrieben [73].

Dabei unterscheidet man Aberrationen niedriger Ordnung, welche die der 0. bis 2. Ordnung zusammenfassen, und die darüber liegenden Aberrationen höherer Ordnung. Die Zernike-Polynome werden mit Z_n^m bezeichnet und meist in einer pyramidenförmigen Anordnung dargestellt (s. Abb. 2.3.1.e). Die tiefgestellte Indexzahl beschreibt die Ordnung, die sich jeweils in einer „Zeile“ der Pyramide widerspiegelt, die hochgestellte Indexzahl gibt die von der Pyramidenspitze zur -basis ansteigende azimuthale Frequenz der sinusoidalen Komponente an.

Die Aberrationen einer oder mehrerer Ordnungen können als Root-mean-square (RMS) Wellenfront-Fehler (WFE) zusammengefasst werden [74, 75].

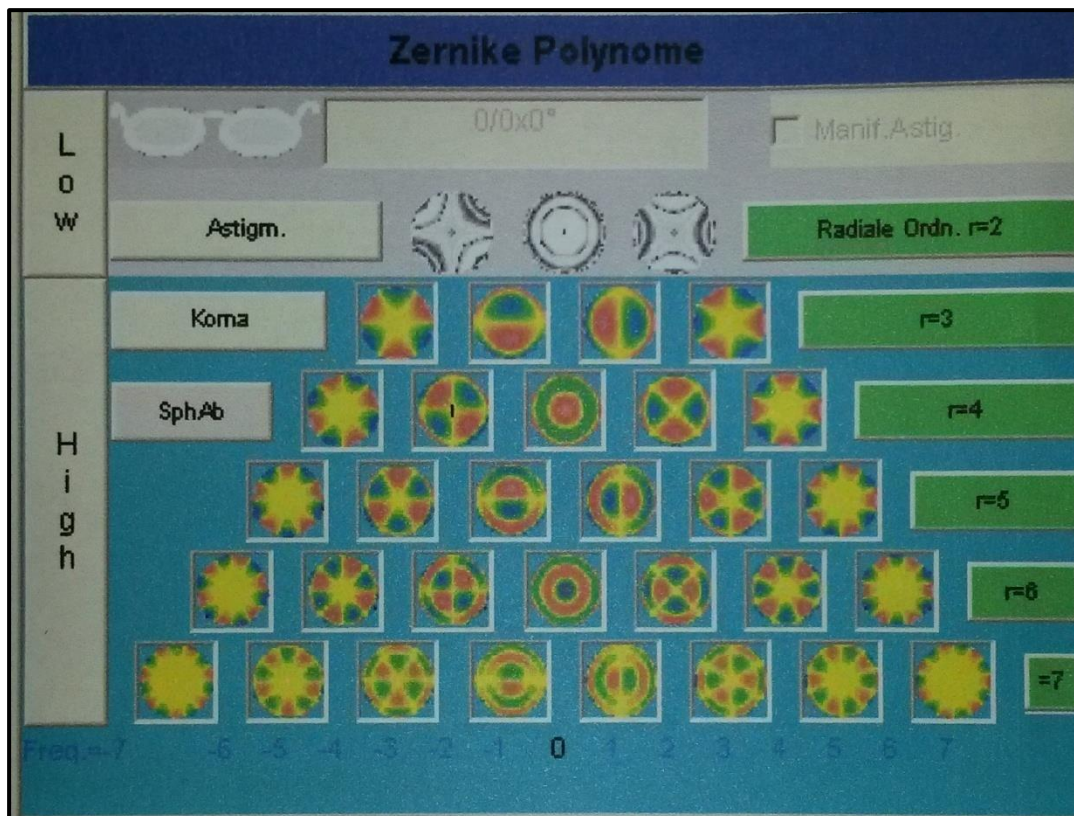


Abb. 2.3.1e: Zernike-Polynome (Darstellung des Keratron®-Scout-Gerätes)

Die Wellenfront-Technologie, die unverzichtbar für die Messung und ggf. den Ausgleich von höheren Aberrationen des menschlichen Auges ist, wurde seit Mitte des 20. Jahrhunderts in der Astronomie zur Verbesserung technischer Geräte für die Sternbeobachtung eingesetzt und kam erstmals 1978 durch J. F. Bille in Heidelberg in der Augenheilkunde zur Anwendung [76].

Eine Darstellung der Auswirkungen der Wellenfront-Aberrationen auf die retinale Abbildung kann u.a. mittels Modulationstransferfunktion (MTF) und Punktspreizfunktion (PSF) erfolgen. Die MTF beschreibt die Kontrastreduktion vom Objekt zu dessen retinaler Abbildung durch die optischen Strukturen des Auges [77], die PSF die Intensitätsverteilung in der Bildebene bei Abbildung eines Punktes des Objektraums nach Durchtritt durch das optische System [78].

Die Gesamtabbildungsqualität eines Auges kann durch das Strehl-Verhältnis charakterisiert werden, das in der Regel als der Quotient des Areals unter der jeweilig errechneten MTF-Kurve und des Areals unter der MTF-Kurve eines perfekten optischen Systems definiert wird [77].

2.2.3.2 Hintergründe der Entwicklung asphärischer IOL

Optische Aberrationen resultieren in reduzierter visueller Abbildungsqualität [79-83]. Da im menschlichen Auge die eigene oder künstliche Linse nicht das einzige refraktive Element darstellt, hängt die Qualität der Abbildung eines Objektes auf der Retina auch von den anderen brechenden Medien des Auges ab. Aufgrund ihrer starken Brechkraft besitzt die Kornea einen diesbezüglich herausragenden Stellenwert [84]. Der anteriore Teil der Kornea bildet zusammen mit dem Tränenfilm eine prolate Oberfläche, ihre Krümmung im Zentrum ist steiler als die ihrer Peripherie. Aufgrund ihres geringen refraktiven Index trägt die Rückfläche der Hornhaut nur zum kleinen Teil zu den sonstigen okulären Aberrationen bei [85, 86].

Auch die humane Linse hat asphärische Oberflächen, die am Rand flacher sind als zentral [87]. Zudem besitzt sie einen Refraktionsindex, der ebenfalls im Zentrum höhere Werte als in der Peripherie aufweist [88].

In zahlreichen Studien wurde die sphärische Aberration humaner Augen ermittelt. Meist zeigte sich eine positive sphärische Aberration des gesamten Auges bei dilatierter Pupille: Millodot und Sivak maßen zwischen 0,75 und 1 Dioptrien, Levy et al., Wang et al. und Porter et al. ermittelten Werte zwischen 0,10 und 0,14 μm [89-92]. Bei Probanden jüngerer Alters bzw. mit exzellentem Hochkontrastvisus fielen dagegen in anderen Studien teils Werte um Null bzw. negative Werte auf [93, 94]. Es wurde zudem eine Korrelation zwischen der sphärischen Aberration des rechten und linken Auges einer Person nachgewiesen [90-93].

Das Zusammenspiel zwischen Kornea und Linse in Bezug auf die retinale Abbildungsqualität wurde seit Anfang des 19. Jh. erforscht [95]. Thomas Young stellte 1801 fest, dass trotz des Ausgleichs des kornealen Astigmatismus mittels der Hornhautvorderfläche umgebenden isotonischen Salzwassers der Astigmatismus des gesamten Auges persistierte, also die Linse ebenfalls einen Anteil an den Abbildungsfehlern des Auges haben muss [96]. 1973 maßen el-Hage und Berny erstmals korneale sphärische Aberrationen mittels Photokeratoskop und okuläre sphärische Aberrationen mittels Foucault-Test. Dabei stellten sie fest, dass die gemessenen Werte der Hornhautoberfläche positiver als die Messwerte des gesamten Auges waren und schlossen daher auf eine negative sphärische Aberration der

humanen Linse [97]. Das Ergebnis wurde in einigen weiteren Studien bestätigt [98, 99]. Es folgten jedoch auch Arbeiten, in denen überwiegend neutrale oder positive sphärische Aberrationen der Linsen festgestellt wurden [89, 100, 101]. In den genannten Studien wurden zur Messung der kornealen und okulären Aberrationen Verfahren unterschiedlicher Messprinzipien und Algorithmen verwendet.

Die Höhe der sphärischen Aberration der humanen Kornea beträgt nach Angaben diverser Autoren im Durchschnitt ca. $0,27\ \mu\text{m}$, weist jedoch große interindividuelle Schwankungen auf: Wang et al. ermittelten beispielsweise in ihrem Kollektiv von 228 Augen von 134 Patienten bei einem Mittelwert von $0,28 \pm 0,086\ \mu\text{m}$ eine Spannweite von $0,058$ bis $0,545\ \mu\text{m}$, alle Hornhäute besaßen also positive Werte [64, 102-104]. In einer kleineren, gesunden Studiengruppe gemischten Alters fanden Nemeth et al. mithilfe einer Scheimpflugkamera ebenfalls eine stets positive, jedoch im Mittel höhere sphärische Aberration der gesamten Kornea ($0,69\ \mu\text{m}$). Der Mittelwert der SA der Korneavorderfläche lag ebenfalls bei $0,69\ \mu\text{m}$, während die Kornearückfläche bei allen Probanden negative Werte und im Mittel $-0,32\ \mu\text{m}$ aufwies [105].

Verschiedene Arbeiten haben die Verteilung und Anteile der kornealen und okulären Aberrationen höherer Ordnung gesunder Augen untersucht. Die HOA machen ungefähr 10 % der Aberrationen des menschlichen Auges aus und werden von den Aberrationen 3. Ordnung in Form von vertikalem und horizontalem Koma, schrägem und horizontalem Dreiblatt (Trefoil) und der sphärischen Aberration (4. Ordnung) dominiert. Die okulären Aberrationen höherer Ordnung mit Ausnahme der meist positiven sphärischen Aberration und des normalerweise negativen schrägen Dreiblatts sind interindividuell zufallsverteilt und weisen üblicherweise Werte knapp über oder unter Null auf [64, 91, 106, 107].

Den Hauptanteil der okulären Gesamtaberrationen bilden mit ca. 90 % die Aberrationen niederer Ordnung, von denen wiederum den größten Teil Defokus (C04) und Astigmatismus (C05) ausmachen [93, 108].

Porter und Guirao ermittelten einen Anteil der Aberrationen 3. bis 5. Ordnung von ca. 7 % an den okulären Gesamtaberrationen und fanden – wie auch Wang und Koch – in ihren Untersuchungen hohe Korrelationen der Aberrationen höherer Ordnung sowie für die sphärische Aberration und Koma alleine zwischen rechtem und linkem Auge ihrer Probanden bei hoher interindividueller Variabilität [91, 92].

Da eine direkte Messung der Aberrationen der Linse in vivo bisher nicht möglich ist, lassen sich diese lediglich durch folgende Gleichung berechnen:

Aberration der Linse = okuläre Aberration – (Aberration der Kornea-Vorderfläche + Aberration der Kornea-Rückfläche) [99]

Obwohl die Höhe der sphärischen Aberrationen von Kornea-Vorderfläche, Kornea-Rückfläche und Linse und ihr Verhältnis zueinander interindividuell sehr unterschiedlich sein können [64], zeigte sich in den meisten Studien ein überwiegender Ausgleich der sphärischen Aberration (und des horizontalen Kommas) der Kornea durch die sphärische Aberration der jugendlichen Linse und eine Verminderung dieser Kompensation mit dem Alter mit der Folge des Anstiegs der okulären Aberrationen [80, 99, 108-112].

Während die sphärische Aberration der Kornea sich im Verlauf des Lebens nur leicht [77] bzw. nicht signifikant verändert [99, 113], nimmt die okuläre sphärische Aberration im Alter zu. Dies kann durch eine abnehmende Kompensation der kornealen sphärischen Aberration durch die Linse, die Form und Brechungsindex im Verlauf des Lebens verändert, erklärt werden [80, 99, 110, 114].

Jahnke, Wirbelauer und Pham fanden in ihrer Arbeit 2006 zwischen ihren Probandengruppen unter bzw. über 45 Lebensjahren keinen signifikant unterschiedlichen Mittelwert der kornealen sphärischen Aberration (0,190 vs. 0,188 μm), jedoch eine Verdopplung des Mittelwerts der okulären sphärischen Aberration in der Gruppe der über 45-Jährigen auf 0,1422 μm . Es zeigten sich höhere sphärische Aberrationen der Kornea im Vergleich zu den sphärischen Aberrationen des gesamten Auges, insbesondere in der jüngeren Probandengruppe. Dies lässt – wie durch oben genannte Autoren bereits beschrieben – den Schluss einer mit dem Alter abnehmenden Kompensation der kornealen sphärischen Aberration durch innere Strukturen zu [108].

In einigen Studien fiel bei weiblichen Probanden eine etwas höhere korneale sphärische Aberration im Vergleich mit der männlichen Kohorte auf, was auf eine bei Frauen durchschnittlich stärkere korneale Brechkraft zurückgeführt wurde [103, 115].

Artal und Guirao berechneten nach Durchführung ihrer Experimente 1998, dass durchschnittlich ca. 80 % der kornealen sphärischen Aberrationen durch die Linse kompensiert werden [84]. Die Forschungsgruppe um Artal bestätigte 2001 zudem, dass eine signifikante negative Korrelation zwischen Aberrationen der Kornea und denen der

intraokulären brechenden Medien besteht, sowohl den Astigmatismus als auch partiell Aberrationen der höheren Ordnung (3. und 4. Ordnung, sphärische Aberration) betreffend. Dass es sich dabei um zufällige Verteilungen handeln könnte, wurde exemplarisch anhand Berechnungen des Ausgleiches der kornealen Komawerte durch randomisierte simulierte Komawerte der Linse widerlegt [80].

Nach Glasser und Campbell besitzt die humane Linse bis zum ca. 40. Lebensjahr eine sich langsam der Null annähernde negative sphärische Aberration, in den darauffolgenden Lebensjahren nimmt sie höhere Werte im positiven Bereich an [110].

Nicht nur die sphärische Aberration, sondern auch die Gesamtaberration des Auges nimmt im Verlauf des Lebens zu. Schwiegerling ermittelte eine durchschnittlich im Alter bei einer Pupillenweite von 5,9 mm um 0,45 μm höhere Gesamtaberration gesunder Augen bei Vergleich von Personen in der 3. und 8. Lebensdekade, während die Gesamtaberrationen (RMS HOA) der Korneavorderfläche durch die Arbeitsgruppe um Guirao bei Vergleich von Probanden der beiden eben genannten Altersgruppen durchschnittlich nur 0,08 μm höher gemessen wurden [116, 117].

Jahnke et al. beschrieben 2006 einen weitgehenden Verlust der Korrelation der okulären und kornealen Aberrationen im Alter, während bei unter 45-jährigen Probanden eine Korrelation aller Zernike-Koeffizienten der 2. bis 4. Ordnung nachweisbar war. Korrelation und Größe der Wellenfrontfehler zeigten sich innerhalb der Gruppe jüngerer Probanden mit steigender Ordnung der Aberrationen abnehmend, wobei sich die Aberrationen höherer Ordnung der Kornea größer als die des gesamten Auges darstellten [108].

Ein Anteil dieses Prozesses an der verschlechterten optischen Abbildungsqualität im Verlauf des Lebens wurde nachgewiesen [118]. Insbesondere die Kontrastsensitivität ist im Alter unter anderem aufgrund der höheren Aberrationen des Auges herabgesetzt [77, 119]. Die photopische Hochkontrastsehschärfe gesunder Augen wird dagegen nur in geringerem Maß von den Wellenfrontfehlern höherer Ordnung beeinflusst [83, 120].

Die okulären Aberrationen höherer Ordnung variieren nicht nur mit dem Alter und interindividuell, sondern auch intraindividuell mit der Akkommodation und mit der Pupillenweite [92, 93, 121, 122]. Ein Anstieg des Anteils der Aberrationen höherer Ordnung an den okulären Gesamtaberrationen des Auges von 3 % auf 14 % bei

Zunahme der Pupillengröße von 3,0 mm auf 7,0 mm wurde beschrieben [93]. Die gleiche Arbeitsgruppe fand zudem heraus, dass bei 6 mm bzw. 5mm weiter Pupille 99 % der okulären RMS-Wellenfrontfehler in den ersten 4 Ordnungen enthalten sind. Levi et al. maßen eine Steigerung der okulären Gesamtaberration bei Pupillenerweiterung ungefähr in Höhe des quadrierten Pupillenradius [90].

Die RMS-Wellenfront-Fehler der höheren Ordnung steigen mit zunehmender Pupillengröße in jeglichem Alter stärker an als bei definierter Pupillengröße mit zunehmendem Alter. Das Auge eines jungen Menschen, das durchschnittlich eine weitere natürliche Pupille besitzt, kann also höhere Werte aufweisen, als Augen von älteren Individuen, bei denen die Pupillenweite und -variation üblicherweise geringer sind [121]. Mrochen et al. berechneten, dass bei einer Pupillengröße von 3,3 mm in 50 % der jungen phaken Probanden die optischen Aberrationen die retinale Abbildungsqualität vermindern, während es bei einem Pupillendurchmesser von 4,5 mm bereits 89 % sind [123].

Die Pupillengröße eines normalen menschlichen Auges hängt im Wesentlichen von der Beleuchtung und dem Alter ab. Unter mesopischen Bedingungen (bei 9 cd/m^2) sinkt die physiologische Pupillenweite im Durchschnitt 0,43mm pro Lebensdekade, bei hellster Beleuchtung (4400 cd/m^2) nur um 0,15 mm pro Dekade. Es besteht zudem eine hohe Variabilität der interindividuellen physiologischen Pupillengröße in jeglichem Alter, ein Zusammenhang der Pupillengröße mit der Irisfarbe oder der Refraktion konnte dabei nicht festgestellt werden [124].

Die sphärische Aberration weist unter allen Aberrationen die stärkste Steigerung bei zunehmender Pupillengröße auf. Bei Erweiterung der Pupille steigt somit der Anteil der sphärischen Aberration an der okulären Gesamtaberration und wird schließlich – gefolgt von den zuvor dominierenden HOA Koma und Dreiblatt – zur vorherrschenden Aberration, welche die retinale Abbildungsqualität verschlechtert [121, 125, 126].

Bei der Akkommodation zeigt die humane Linse eine Zunahme der vorderen Linsenkrümmung zentral und fraglich eine periphere Abflachung [127-130].

Mit der Veränderung der Form, der Position und des Gradienten des Refraktionsindex der Linse ändern sich beim Akkommodationsprozess auch die Wellenfront-Aberrationen, insbesondere die sphärische Aberration [130-133]. Während

bei jüngeren Menschen die sphärische Aberration der Linse unter Zug der Zonulafasern niedriger ist als im Zustand der Akkommodation, bleibt bei Aktivität des Ziliarmuskels die sphärische Aberration der Linse des älteren Menschen aufgrund der Verminderung der akkommodativen Amplitude gleich hoch [110].

Cheng et al. fanden ähnliche okuläre Gesamtaberrationen bei Emmetropen und moderat Hyperopen oder Myopen, auch Artal et al. ermittelten ähnliche Gesamtaberrationen und sphärische Aberrationen in den verschiedenen Refraktionsgruppen [109, 134].

Über die Höhe der sphärischen Aberrationen des gesamten Auges bei vorliegender Katarakt sind in der Literatur unterschiedliche Angaben zu finden: Kuroda et al. berichten über stets negative Werte bei nukleärer Linsentrübung (im Durchschnitt $-1,27 \pm 0,73 \mu\text{m}$) und positive Werte bei kortikaler Trübung (im Durchschnitt $0,69 \pm 0,28 \mu\text{m}$), wobei im Vergleich zu klaren Linsen eine signifikante Abweichung der okulären von der kornealen sphärischen Aberration auffiel [119]. Rocha et al. geben dagegen eine mittlere sphärische Aberration der Augen mit nukleärer Katarakt von $0,45 \pm 0,17 \mu\text{m}$ und von $0,12 \pm 0,1 \mu\text{m}$ bei kortikaler Katarakt an [135].

Bei Vergleichen der prä- und postoperativen kornealen sphärischen Aberration zeigte sich in verschiedenen klinischen Studien keine signifikante Änderung nach Kleinschnitt-Kataraktchirurgie mit primärer IOL-Implantation [104, 136, 137].

2.2.3.3 Aberrationsneutrale versus –negative IOL

Seit der Entwicklung der ersten asphärischen IOL im Bereich der letzten Jahrtausendwende wurden zahlreiche, unterschiedlich konzipierte aberrationsfreie bzw. -neutrale und aberrationsnegative bzw. -korrigierende Kunstlinsen auf dem Markt eingeführt. Die Höhe der negativen Aberration der verschiedenen asphärischen IOL orientiert sich an unterschiedlichen, zum Teil oben bereits erwähnten Studien, welche die durchschnittliche korneale Aberration gesunder Augen und ihre intra- und interindividuelle Variation untersuchten. Die Höhe der sphärischen Aberration des gesamten Auges, die eine diesbezüglich optimale retinale Abbildung ermöglicht, ist bislang unbekannt bzw. umstritten [94, 138]. Als Vorteil eines nicht vollständigen Ausgleichs der sphärischen Aberration wird das Erreichen einer höheren Tiefenschärfe angesehen [41, 139-142].

Die erhältlichen aberrationskorrigierenden asphärischen IOL, deren optische Abbildungsqualität in diversen theoretischen und klinischen Studien untersucht wurde, weisen meist Werte von $-0,27\ \mu\text{m}$ oder $-0,2\ \mu\text{m}$ auf. Zudem gibt es IOL mit einer über die IOL-Fläche progressiv verteilten SA [62].

2.2.3.4 (Asphärische) Mikroinzisions-IOL

Als Mikroinzisions-IOL bezeichnet man Kunstlinsen, die durch einen unter 2,0 mm breiten Tunnel implantiert werden können. Die bimanuelle Mikroinzisions-Kataraktchirurgie (B-MICS) bedarf eines speziellen Instrumentariums und eines Trainings des Kataraktchirurgen. Sie beinhaltet eine Phakoemulsifikation mit Aspiration ohne simultan erfolgende Irrigation und die anschließende Implantation der Mikroinzisions-IOL durch 2 Parazentesen – im Gegensatz zur koaxialen MICS (C-MICS) ohne zusätzlichen Tunnel [58, 143-145]. In Abhängigkeit von der verwendeten IOL ist ggf. eine Erweiterung der Parazentesen zur Implantation der Kunstlinse notwendig. Initial fielen eine erhöhte Nachstarrate und ein erhöhtes Risiko der Dezentrierung der IOL nach MICS auf [146, 147], diese Komplikationen sind inzwischen jedoch durch Verwendung optimierter IOL beherrschbar [148-150].

Es wurde nachgewiesen, dass eine Reduktion der Schnittgröße zu einer erhöhten Wundstabilität und einem verminderten iatrogen induzierten Astigmatismus führt [149, 151-154]. Die Datenlage bezüglich anderer potenzieller Vorteile wie eine reduzierte postoperative Entzündungsinduktion, ein geringerer Endothelzellverlust und eine schnellere postoperative Visusrehabilitation nach MICS erscheint dagegen noch kontrovers [44, 148, 149, 153-158].

Die Induktion von Aberrationen höherer Ordnung der Kornea durch B-MICS, C-MICS und SICS wurde durch diverse Arbeitsgruppen untersucht und stellte sich zumeist als nicht signifikant dar [136, 148, 154, 159]. Denoyer et al. maßen dabei jedoch nach SICS im Vergleich zu MICS signifikant höhere Werte folgender Aberrationen: RMS der 3. bis 6. Ordnung, Dreiblatt 3. Ordnung, Dreiblatt-ähnliche und RMS der 3. Ordnung [44].

In der Studie von von Sonnleithner et al. konnte 2014 kein signifikanter Unterschied der okulären Aberrationen höherer Ordnung (HOA), der sphärischen Aberration und des Kommas zwischen drei aberrationsneutralen IOL, die nach B-MICS durch eine 1,4 mm, nach C-MICS durch eine 1,8 mm oder nach Kleinschnitt-Kataraktchirurgie (SICS) durch eine 2,2 mm messende Inzision implantiert wurden, festgestellt werden [149].

Während die Implantation einiger Standard-IOL mittels MICS möglich ist, werden zur Optimierung der Ergebnisse spezielle Mikroinzisions-IOL stetig steigender Anzahl und geeignete Injektoren entwickelt. Seit einigen Jahren sind auch verschiedene speziell für die Implantation nach Mikroinzisions-Kataraktchirurgie entwickelte asphärische IOL erhältlich.

2.2.3.5 Aktuelle Studienlage

Seit Entwicklung der asphärischen Intraokularlinsen führten zahlreiche Autoren klinische Studien und Untersuchungen am Augenmodell zur Evaluation der optischen Abbildungsqualität und Messung der Aberrationen im Vergleich zu sphärischen IOL durch. Dabei wurden in den meisten Studien ein vergleichbarer Hochkontrastvisus und eine bessere mesopische und bzw. oder photopische Kontrastsensitivität oder eine vorteilhaftere PSF bzw. MTF bei Verwendung von asphärischen Modellen bestätigt

[102, 139, 160-179]. Lediglich in vereinzeltten Arbeiten zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Kontrastsehfähigkeit [180, 181].

Auch der Vergleich einer sphärischen Blaufilter-IOL mit einer aberrationsnegativen IOL ohne Blaufilter erbrachte eine bessere Kontrastsensitivität unter photopischen und mesopischen Bedingungen nach Implantation der asphärischen Linse [182].

Als vorteilhaft stellte sich in einigen Vergleichsstudien zudem eine reduzierte Blendempfindlichkeit nach Implantation asphärischer IOL heraus [161, 170, 183].

Die Erwartung einer reduzierten okulären sphärischen Aberration nach Verwendung einer aberrationsneutralen oder –negativen IOL wurde zumeist erfüllt [139, 141, 160, 171, 172, 174, 175, 180, 181, 183-185].

Überschaubarer stellt sich aktuell die Anzahl der Arbeiten dar, die verschiedene asphärische IOL hinsichtlich der o.g. Kriterien untereinander vergleichen. Die Ergebnisse dieser Studien weichen zudem teils deutlich voneinander ab (s. Diskussion).

Zum Zeitpunkt der Fertigstellung der vorliegenden Arbeit konnte keine publizierte Studie eruiert werden, die diese funktionellen Parameter inklusive ihrer Prüfung unter Blendung nach Implantation verschieden konzipierter asphärischer IOL unter Einschluss einer Mikroinzisions-IOL, die durch einen nur 1,4 mm breiten Schnitt implantiert werden kann, untersuchte.

2.3 Fragestellung dieser Arbeit

Das primäre Ziel der vorliegenden Arbeit ist, anhand einer retrospektiven klinischen Vergleichsstudie Aussagen darüber zu gewinnen, ob sich nach Implantation einer aberrationsnegativen oder aberrationsneutralen asphärischen Kunstlinse mittels Kleinschnitt-Technik oder Implantation einer aberrationsneutralen IOL mittels bimanueller Mikroinzisions-Kataraktchirurgie bezüglich der photopischen Kontrast- und der Dämmerungsehfähigkeit mit und ohne Blendung bei natürlicher Pupille signifikante Unterschiede ergeben.

Zudem sollen die postoperativen Aberrationen höherer und niederer Ordnung nach Implantation der verschiedenen IOL verglichen werden. Weitere sekundäre Ziele stellen die Auswertung von eventuellen Komplikationen intraoperativ und während des Nachbeobachtungszeitraums und die korrigierte und unkorrigierte Hochkontrastsehschärfe dar.

3 PATIENTEN UND METHODEN

3.1 Patienten

3.1.1 Auswahlprozess

Zur Beantwortung der genannten Fragestellungen wurde in der Universitäts-Augenklinik der Charité Berlin am Campus Virchow-Klinikum eine retrospektive monozentrische klinische Studie durchgeführt. Die Extraktion der Daten erfolgte aus den Krankenakten eines Kollektivs von Patienten, die sich zwischen Juni 2007 und Oktober 2014 studienunabhängig auf eigenen Wunsch bei klinisch signifikanter Cataracta senilis einer Kataraktoperation mit Implantation einer der drei unten genannten, zu diesem Zeitpunkt regulär in der Klinik verwendeten asphärischen monofokalen IOL von einem der beiden erfahrenen Katarakt-Chirurgen P.R. oder E.B. in zufälliger Verteilung implantiert bekommen hatten. Die kornealen und okulären Aberrationen waren präoperativ nicht ermittelt worden und wurden daher bei der Auswahl der Intraokularlinse durch den Operateur nicht berücksichtigt.

Die ethischen Aspekte der Studie wurden der an der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin geltenden Satzung der guten wissenschaftlichen Praxis und der Deklaration von Helsinki folgend berücksichtigt, das Berliner Datenschutzgesetz (BlnDSG) wurde erfüllt.

Alle Akten der o.g. Patienten, die sich mindestens einen Monat nach der Kataraktoperation zur postoperativen Kontrolluntersuchung inklusive der unter 3.2.1 beschriebenen Untersuchungen noch einmal in der Klinik vorgestellt hatten, wurden konsekutiv von M.R. hinsichtlich des Vorliegens der folgenden Ein- und Ausschlusskriterien geprüft und die anonymisierten Daten ggf. in die Auswertung eingeschlossen. Die Patienten mussten älter als 18 Jahre sein und durften keine bekannte bzw. funduskopisch sichtbare Aderhaut-, Netzhaut-, Glaskörper- oder Sehnervpathologie aufweisen. Zudem wurden Augen mit bereits vor oder nach der Kataraktoperation erfolgter chirurgischer Intervention oder Laserbehandlung, einem Astigmatismus über 2,0 Dioptrien, Schwachsichtigkeit (Amblyopie),

Hornhauterkrankungen bzw. -trübungen, Linsenkapseldefekten, akuten oder chronischen okulären entzündlichen Prozessen, erhöhtem Augeninnendruck, bekannten Gesichtsfelddefekten oder Farbsehstörungen, neurodegenerativen Erkrankungen oder pupillenmodifizierender Medikation ausgeschlossen.

3.1.2 Demografische Daten des Patientenkollektivs

In die Studie wurden 18 Augen von 18 Patienten mit einer implantierten aberrationsneutralen Akreos™ Adapt AO IOL, 17 Augen von 17 Patienten mit der aberrationsneutralen Mikroinzisions-IOL Incise® MJ14T und 14 Augen von 14 Patienten mit einer aberrationsnegativen Tecnis® ZA9003 IOL eingeschlossen.

Die präoperative Untersuchung war in der Incise®-Gruppe zwischen 1 und 48 Tage und in den beiden anderen Gruppen 1 bis 122 Tage vor der Kataraktoperation durchgeführt worden, die Erhebung der postoperativen Daten war frühestens 1 Monat und spätestens 6 (Akreos™-Gruppe) bzw. 13 Monate (Incise®- und Tecnis®-Gruppe) nach der Kataraktoperation erfolgt.

Eine Übersicht über die Mittelwerte mit Standardabweichung des Alters der Patienten zum Operations- bzw. Untersuchungszeitpunkt, der Anzahl der rechten bzw. linken Augen und die Geschlechterverteilung innerhalb der drei Studiengruppen gibt Tabelle 3.1.2a.

	Akreos™	Incise®	Tecnis®
	Adapt AO	MJ14T	ZA9003
Alter bei OP [Jahre]			
<i>MW (± SD)</i>	69,67 (± 9,02)	73,29 (± 7,62)	73,07 (± 11,88)
<i>min./max.</i>	50/ 83	53/ 89	44/ 90
Alter bei Untersuchung [Jahre]			
<i>MW (± SD)</i>	69,83 (± 9,05)	74,94 (± 7,49)	73,29 (± 11,79)
<i>min./max.</i>	50/ 83	54/ 90	44/ 90
Geschlecht [n]			
<i>männlich</i>	11 (61,1 %)	5 (29,4 %)	8 (57,1 %)
<i>weiblich</i>	7 (38,9 %)	12 (70,6 %)	6 (42,9 %)
Auge [n]			
<i>rechts</i>	12 (66,7 %)	9 (52,9 %)	8 (57,1 %)
<i>links</i>	6 (33,3 %)	8 (47,1 %)	6 (42,9 %)

Tab. 3.1.2a: Demografische Daten des Patientenkollektivs

3.2 Methoden




3.2.1 *Retrospektiv erhobene Daten*

3.2.1.1 Präoperative Befunde

Dem Standard der Augenklinik folgend waren präoperativ ambulant bzw. bei der stationären Aufnahme eine ophthalmologische Anamnese und Untersuchung mit objektiver Refraktionsbestimmung, subjektivem Refraktionsabgleich, Bestimmung des unkorrigierten und bestkorrigierten Fernvisus, Inspektion des vorderen Augenabschnitts an der Spaltlampe, Funduskopie in medikamentöser Mydriasis und Biometrie mittels IOLMaster® (Version 5.4.3.0002; Carl Zeiss Meditec, Inc., Californien, U.S.A.) oder Lenstar LS 900® (Haag-Streit AG, Köniz, Schweiz) durchgeführt und der Patient mündlich und schriftlich ausführlich über die Operation aufgeklärt worden.

3.2.1.2 Intraokularlinsen

Zu den Eigenschaften der drei untersuchten CE-zertifizierten Hinterkammerlinsen, nämlich der aberrationsneutralen Akreos™ Adapt AO (Bausch & Lomb, Inc., Rochester, New York, U.S.A.), der erst seit 2014 erhältlichen aberrationsneutralen Mikroinzisions-IOL Incise® MJ14T (Bausch & Lomb, Inc., Rochester, New York, U.S.A.) und der aberrationsnegativen Tecnis® ZA9003 (Abbott Medical Optics Inc., Santa Ana, California, U.S.A) siehe Tabelle 3.2.1.2a.

	Akreos™ Adapt AO [186] 	Incise® MJ14T [187] 	Tecnis® ZA9003 [188] 
Material	hydrophiles Acrylat, UV-Filter	hydrophiles Acrylat, UV-Filter	hydrophobes Acrylat, UV-Filter
Brechungsindex	1,46	1,47	1,47
Optik	asymmetrisch bikonvex (Vorderfläche weniger gekrümmt als Rückfläche)	bikonvex	bikonvex, modifizierte prolate Vorderfläche (weniger gekrümmt)
Sphärische Aberration	0 µm	0 µm	-0,27 µm (bei 6 mm Pupillengröße)
Optik- Durchmesser	6 mm	6 mm	6 mm
notwendige Inzisionsgröße	2,8 mm	1,4 mm bei biaxialer „wound-assist“- bzw. Andock-Technik; 1,8 mm bei coaxialer Implantation	2,8 mm

Design	einstückig, 0° Anwinkelung der 4 Haptiken, „Square- edge-Technologie“ und 360°-Barriere gegen Nachstar	einstückig, 3°-10° Anwinkelung der 4 Haptiken (je nach dpt), 360° scharfe Kante auf der hinteren Optikseite (Radius < 5 µm)	dreistückig, 6° Anwinkelung der PMMA-Haptiken, „Opti-Edge-Design“ = abgerundete vordere, schräge seitliche und scharfe hintere Kante, Kontakt über 360° mit Kapselsack
Gesamt- Durchmesser	11,0 mm: von 10,0 bis 15,0 dpt 10,7 mm: von 15,5 bis 22,0 dpt 10,5 mm: von 22,5 bis 30,0 dpt	11 mm (0 bis +30dpt)	13 mm
Dioptrien- Bereich	+10,0 bis +30,0 dpt in Schritten von 0,5 dpt, +1,0 bis +9,0 in Schritten von 1,0 dpt	+10,0 bis +30,0 dpt in Schritten von 0,5 dpt, 0 bis +10,0 dpt in Schritten von 1,0 dpt	+10,0 bis +30,0 dpt in Schritten von 0,5 dpt
A-Konstante (akustisch)	118,0	118,4	119,1
Vorderkammer- tiefe (ACD; akustisch)	4,96 mm	5,2 mm	5,6 mm

Tab. 3.2.1.2a: Produktdetails der untersuchten Intraokularlinsen

3.2.1.3 Operationsverfahren

Die chirurgische Intervention mit ihrer Vor- und Nachbereitung war im Rahmen der regulären klinischen Operationstätigkeit, also unabhängig von der Studie, gemäß des Standards der Augenklinik entweder in Lokalanästhesie durch peribulbäre Injektion von Xylonest® 2 % (Wirkstoff: Prilocain-HCl) oder Xylocain® 2 % (Wirkstoff: Lidocain-HCl), Naropin® (Wirkstoff: Ropivacainhydrochlorid) (AstraZeneca GmbH, Wedel, Deutschland) und Hylase® „Dessau“ (Wirkstoff: Hyaluronidase; Riemser Pharma GmbH, Greifswald – Insel Riems, Deutschland) mit anschließender Okulopression mit ca. 25 mm Hg für 10 Minuten und nach intravenöser Gabe von 2 mg Dormicum® (Wirkstoff: Midazolamhydrochlorid; Roche Pharma AG, Grenzach-Wyhlen, Deutschland) oder in Vollnarkose erfolgt.

Eine medikamentöse Pupillenerweiterung war mittels Augentropfen, die 25 mg/g Phenylephrin-Hydrochlorid und 5 mg/g Tropicamid enthalten, hervorgerufen worden. Nach Desinfektion der periokulären Region und der Augenoberfläche mit Braunol® (Wirkstoff: Povidon-Iod, 7,5%ig bzw. 1:10 verdünnt; B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland) und lokaler Applikation von Suprarenin® (Wirkstoff: Epinephrin 0,1 %; Sanofi-Aventis Deutschland GmbH, Frankfurt am Main, Deutschland) waren bei geplanter Implantation einer Akreos™ Adapt AO IOL oder Tecnis® ZA9003 IOL zwei Parazentesen und ein astigmatismus-reduzierender, posterior limbal cornealer Tunnelschnitt mit einer 2,75-mm-Lanze angelegt worden, bei vorgesehener Verwendung einer Incise® IOL lediglich zwei 1,4 mm weite Inzisionen bei 2 Uhr und 10 Uhr.

Nach Eingehen in die Vorderkammer, Durchführung der Kapsulorhexis, ausgiebiger Hydrodissektion und -delineation und Phakoemulsifikation unter Verwendung des Stellaris™ Vision Enhancement System (Bausch & Lomb, Rochester, New York, U.S.A.) war das Absaugen der Linsenreste und eine Kapselpolitur erfolgt. Die Implantation der Akreos™ Adapt AO IOL oder Tecnis® ZA9003 IOL war nach lamellierender Erweiterung der Inzision auf 3,3 mm unter Verwendung des Viskoelastikums DisCoVisc® (Wirkstoffe: 1,65 % Hyaluronsäure, 4 % Chondroitinsulfat; Alcon Pharma GmbH, Freiburg, Deutschland) in den Kapselsack vorgenommen worden, die Mikroinzisions-IOL Incise® war dagegen ohne Erweiterung mit dem

Insertor Viscojet™-Bio 1.5 (Medicel AG, Wolfhalden, Schweiz) mittels Andocktechnik eingeführt worden.

Nach Absaugen des Viskoelastikums, Auffüllens der Vorderkammer mit BSS® steriler Spüllösung (Alcon Pharma GmbH, Freiburg, Deutschland) war Refobacin® 40 (Wirkstoff: Gentamicinsulfat; Merck Serono GmbH, Darmstadt, Deutschland) unter die Bindehaut injiziert worden, Dexagent®-ophthal® Augensalbe (Wirkstoffe: Dexamethason, Gentamicinsulfat; Dr. Robert Winzer Pharma GmbH, Berlin, Deutschland) und ein Monokulus-Verband appliziert worden. Die weitere postoperative Lokalthherapie war mittels Isoptomax® Augentropfen fünfmal täglich und Isoptomax® Augensalbe (Wirkstoffe: Dexamethason, Neomycin, Polymyxin-B-Sulfat; Alcon Pharma GmbH, Freiburg, Deutschland) zur Nacht für mind. 10 Tage bzw. im Verlauf nach Maßgabe des niedergelassenen Augenarztes erfolgt.

3.2.1.4 Postoperative Befunde

3.2.1.4.1 Patientenbefragung

Die Patienten waren im Rahmen der postoperativen Untersuchung über selbst oder durch die behandelnden niedergelassenen Augenärzte bemerkte unerwünschte postoperative Ereignisse oder zwischenzeitlich erfolgte Interventionen befragt worden. Eventuelle Veränderungen der ophthalmologischen und allgemeinen Medikation und Krankheitsgeschichte waren erfasst worden.

3.2.1.4.2 Refraktionsbestimmung und Visusprüfung

Nach automatischer Ausmessung der Refraktion des operierten Auges mit dem Refraktometer KR-8100 (Topcon Inc., Paramus, New Jersey, U.S.A.), dessen Funktionsweise auf dem Scheiner-Prinzip beruht, war ein subjektiver Refraktionsabgleich unter Verwendung des automatischen Phoropters Visutron Plus (Möller-Wedel GmbH & Co. KG, Wedel, Deutschland) erfolgt.

Die Bestimmung der zentralen Tagessehschärfe des operierten Auges war mit jedem Patienten in demselben Raum unter Verwendung des Sehzeichen-Projektors M 1000 (Möller-Wedel GmbH & Co. KG, Wedel, Deutschland) nach Teil 5 der DIN 58 220 mit Zahlenreihen im Abstand von 5 m durchgeführt worden. Für die statistische Auswertung wurde der unkorrigierte und bestkorrigierte monokuläre Visus in logMAR verwendet.

3.2.1.4.3 Spaltlampenmikroskopie inklusive Tonometrie und Funduskopie

Es waren an jeweils derselben Spaltlampe (Haag-Streit AG, Köniz, Schweiz) eine ausführliche Vorder- und Hinterabschnittsuntersuchung, zuerst in Miosis und nach Durchführung der weiteren Untersuchungen in durch oben genannte Phenylephrin-Tropicamid Augentropfen hervorgerufener Mydriasis erfolgt. Beurteilt worden waren dabei Lider, Bindehaut, Hornhaut, Vorderkammer, Iris, Pupille, Linsenkapsel und Position der IOL, Sehnervscheibe, Makula, Glaskörper und Netzhaut. Abnorme Befunde, wie z.B. eine in Mydriasis auffällige Dezentrierung der IOL oder eine Nachstarbildung waren gegebenenfalls notiert worden. Der Augeninnendruck war mittels Applanationstonometrie nach Goldmann in mm Hg bestimmt worden.

3.2.1.4.4 Prüfung des photopischen Kontrastsehens ohne und mit Blendung

Der photopische Niedrigkontrastvisus ohne und mit Blendung war am Humphrey-Autorefraktometer Modell HAR 570 (Allergan, San Leandro, California, USA) ermittelt worden.

Nach Zentrierung des Studienauges zum Erreichen eines optimalen Einblickes in das Gerät war nach integrierter automatischer Messung und Korrektur der Refraktion durch Vorschaltung eines Linsensystems, inklusive Vernebelung zur Akkommodationsentspannung, eine monokuläre Prüfung des Studienauges mit dem „low-contrast“-Programm erfolgt. Bei diesem Programm werden den Dezimalvisusstufen 0,1 bis 0,8 entsprechend Snellen-Optotypen, die einen relativen Kontrast von 13 % zur Hintergrundbeleuchtung mit 160 cd/m² aufweisen, auf einer optisch im Unendlichen

liegenden Tafel präsentiert [189]. Abhängig von der Visusstufe ist bei diesem Gerät auf jeder Tafel eine Kombination aus zwei bis sechs Zahlen und Buchstaben, wobei die Anzahl der Zeichen mit der Erhöhung der Visusstufe ansteigt, abgebildet. Der Patient war aufgefordert worden, alle Zeichen der Reihe nach zu benennen, begonnen worden war stets mit den 0,1-er Optotypen. Bei Erkennen von mindestens 60 % der dargebotenen Zeichen war die Tafel als gelesen bewertet worden, bei mehr als 40 % falsch benannten Zeichen war der erste Prüfungsteil beendet worden.

Anschließend war die gleiche Prüfung noch einmal nach Zuschalten zweier Blendlichter, die über bzw. unter der Optotypenreihe lokalisiert sind und mit einer Leuchtdichte von 18.400 cd/m^2 eine Beleuchtungsstärke von insgesamt 36,8 Lux auf der Cornea herstellen, erfolgt [189].

Für die statistische Auswertung wurde der unter diesen beiden Konditionen erreichte maximale Visus in logMAR umgerechnet.

3.2.1.4.5 Prüfung des mesopischen Kontrastsehens ohne und mit Blendung

Nach ca. 15-minütigem Aufenthalt mit geschlossenen Augen in dem vollständig abgedunkelten Testraum war eine monokuläre Prüfung des Dämmerungssehens des Studienauges an dem Einblickgerät Mesotest II Typ 62800 (Oculus Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Deutschland) durchgeführt worden. Als Sehzeichen wird bei diesem Gerät der Landoltring nach Teil 7 der DIN 58220 in der Visusstufe 0,1 in acht möglichen Positionen angeboten, die virtuelle Entfernung des Zeichens beträgt 5 m [190].

Es war eine monokuläre Prüfung des Studienauges unter Verwendung der zuvor ermittelten subjektiven besten Refraktion mittels handelsüblicher Steckbrille mit asphärischen Gläsern erfolgt. Nach korrekter Positionierung des Kopfes des Patienten in der Einblickdichtung waren jeweils fünf Landoltringe in den vier Kontraststufen 1:23, 1:5, 1:2,7 und 1:2, die das Verhältnis der Leuchtdichte des Optotypen zur Leuchtdichte des Umfeldes beschreiben und auf Aulhorn und Harms zurückgehen, präsentiert worden [191]. Zunächst war die Darbietung der vier Kontraststufen in absteigender Reihenfolge ohne Blendung bei einer Umfeldhelligkeit von $0,032 \pm 0,003 \text{ cd/m}^2$, dann in gleicher Weise mit Blendung durch eine integrierte Lichtquelle im Winkel von 3° mit

einer Beleuchtungsstärke von $0,35 \pm 0,03$ Lux in der Pupillenebene bei einer Umfeldhelligkeit von $0,1 \pm 0,01$ cd/m² erfolgt [192]. Diese Leuchtdichten wurden bei der Geräteentwicklung gewählt, weil sie nach Aulhorns und Harms Untersuchungen denen entsprechen, die am Rande eines Scheinwerferkegels eines Fahrzeuges auf nächtlicher trockener bzw. regennasser Straße im Mittel herrschen [191].

Bei korrekter Angabe von mindestens drei der fünf dargebotenen Zeichen war die Kontraststufe als richtig erkannt vermerkt worden, bei drei oder mehr Fehlbenennungen der fünf dargebotenen Optotypen war der Untersuchungsteil beendet worden.

Kontraststufe nach Aulhorn und Harms	Landoltring dunkler als Umfeldhelligkeit um	logCS_{Weber}
1:23	95,7%	0,02
1:5	80%	0,10
1:2,7	63%	0,20
1:2	50%	0,30

Tab. 3.2.1.4.5a: Kontraststufen-Eigenschaften [193]

Zur Auswertung erfolgte eine Kategorisierung der vom jeweiligen Studienauge erreichten Kontraststufe ohne und mit Blendung nach Erreichen bzw. Nichterreichen der Grenzkontraste für die verschiedenen Führerscheinklassen gemäß der Empfehlungen der Verkehrskommission der DOG. Tabelle 3.2.1.4.5b zeigt die Mindestanforderungen, die aktuell bei der Bewertung der Nacht- bzw. Dämmerungsfahrtauglichkeit gelten [194].

Führerscheinklassen	Forderung der Erkennung folgender Kontraststufe nach Aulhorn und Harms
A, A1, A2 (Motorrad) AM (Moped, Trike) B, BE (PKW) L, T (Arbeits-/ Zugfahrzeug)	1:23
C, C1, CE, C1E (LKW) Taxi	1:5
D, D1, DE, D1E (Bus)	1:2,7

Tab. 3.2.1.4.5b: Anforderungen an das mesopische Kontrastsehen je Führerscheinklasse [193]

3.2.1.4.6 Pupillometrie

Die photopische und mesopische Pupillengröße des Studienauges war mit Hilfe des Compact Integrated Pupillograph (AMTech Pupilknowlogy GmbH, Dossenheim, Deutschland) bestimmt worden. Das Gerät nutzt Infrarottechnologie und eine CCD (Charge-coupled Device) Zeilenkamera und eine Videokamera, um die Pupille zu scannen und unter anderem den Pupillendurchmesser auf 0,05 mm genau zu bestimmen. Die erhobenen Messwerte werden mit der AMTech-Software LoOK! auf einem angeschlossenen Laptop verwaltet.

Im vollständig abgedunkelten Untersuchungsraum, dessen einzige Lichtquelle der vom Patienten abgewandte Laptop-Bildschirm war, war nach 10-minütiger Dunkeladaptation eine automatische Messung des horizontalen Pupillendurchmessers bei Fernfixation unter durch ein geräteeigenes LED-Licht erzeugten mesopischen Konditionen erfolgt.

3.2.1.4.7 Messung der kornealen Wellenfront

Die postoperativen Hornhautaberrationen waren im vollständig abgedunkelten Raum mit dem Videokeratoskop Keratron® Scout (Optikon 2000 S.p.A., Rom, Italien) gemessen worden, welches das Placido-Prinzip verwendet: Aus der mittels Infrarotlicht durchgeführten Vermessung der auf die Kornea-Vorderfläche projizierten 28 Placidoringe erfolgt die Erstellung einer Hornhauttopographie. Unter Verwendung der zugehörigen Software (Version 3.5.0) wird aus den kornealen Höhendaten durch Anwendung des Snellen'schen Brechungsgesetzes die korneale Wellenfront des untersuchten Auges errechnet und mithilfe von Zernike-Polynomen dargestellt. Als Referenz gilt dabei ein theoretisches, ideales, asphärisches Hornhautmodell.

Mindestens fünf Messungen pro Studienauge der Akreos™- und Tecnis®-Gruppe waren erfolgt und aus diesen die drei vom Gerät und Untersucher nach den Kriterien Bildschärfe, Zentrierung, Fixation, Lidspaltenweite und Vorhandensein störender Reflexionen, wie sie z.B. durch den Tränenmeniskus oder Wimpern hervorgerufen werden können, als qualitativ am hochwertigsten und als reproduzierbar bewerteten Aufnahmen ausgewählt worden.

Aus diesen Aufnahmen wurden bei der Datenerhebung im Rahmen der Studie für einen zentralen Hornhautdurchmesser von 3 mm, 5 mm und den, der am nächsten am individuellen mesopischen Pupillendurchmesser lag (in 0,25-mm-Schritten), die korneale sphärische Aberration und der totale RMS-Wert der Aberrationen höherer Ordnung berechnet und der jeweilige Durchschnittswert für die Auswertung verwendet.

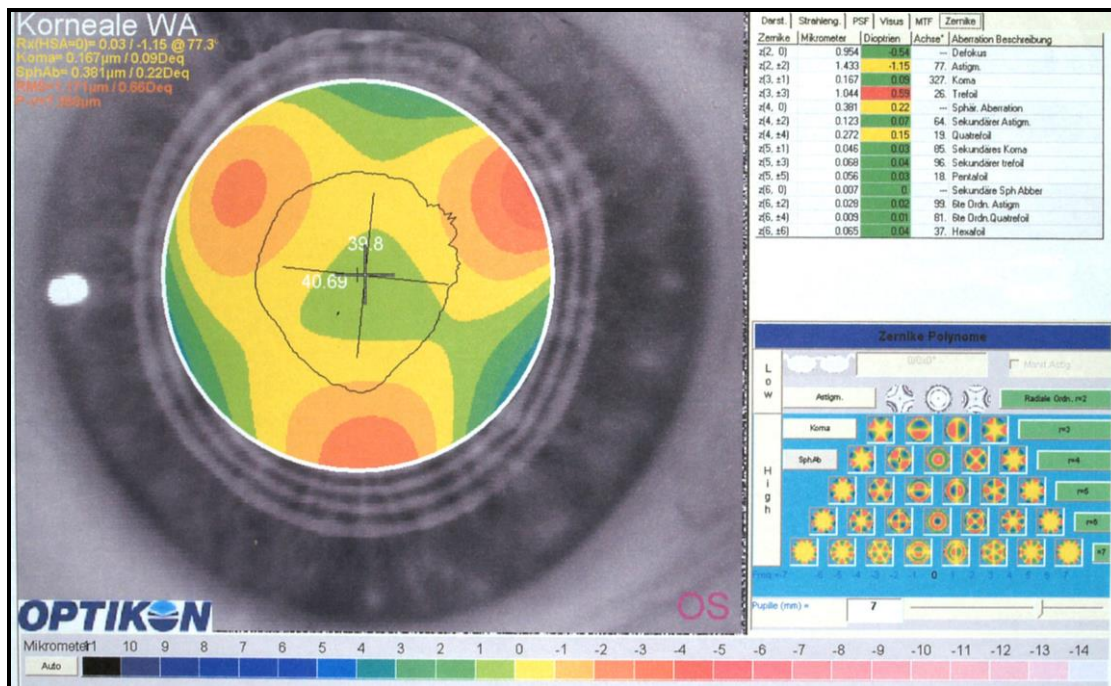


Abb. 3.2.1.4.7a: Beispiel einer Ergebnisdarstellung nach kornealer Wellenfrontmessung mit dem Keratron®-Scout-Gerät

Aufgrund mangelnder Verfügbarkeit des Keratron®-Scout-Gerätes im Verlauf der Studie war keine Ermittlung der kornealen Aberrationen der Incise®-Gruppe damit erfolgt. Es war stattdessen das im Folgenden aufgeführte Aberrometer, mit dem auch die Messung der okulären Wellenfrontfehler erfolgte, verwendet worden. Auch bei diesem Gerät wird die Berechnung der kornealen Aberrationen anhand der nach dem Placido-Prinzip erstellten Hornhauttopografie durchgeführt. Zur Auswertung gelangte der jeweilige Durchschnittswert der als Root-mean-square angegebenen Wellenfrontfehler bzw. der sphärischen Aberration für das zentrale Hornhautareal mit dem Durchmesser der individuellen mesopischen Pupillenweite.

3.2.1.4.8 Messung der okulären Wellenfront

Die Aberrationen des gesamten Auges waren bei den Patienten mit Akreos™ Adapt AO IOL oder Tecnis® ZA9003 IOL mit dem WaveScan Wave-Front™ System (VISX, Advanced Medical Optics, Inc., Santa Ana, California, USA) bestimmt worden. Die

Messungen erfolgen bei diesem Gerät nach der Hartmann-Shack-Methode. Dabei werden durch die Pupille parallel zur Blickachse in das Auge eintretende Lichtstrahlen nach ihrer Reflektion an der Netzhaut und nach ihrem Austritt durch die Pupille analysiert. Eine CCD-Kamera detektiert die von Mikrolinsen eines Linsenarrays, das im Abstand der Brennweite f des Detektors positioniert ist, auf sie fokussierte Teilstrahlen der Wellenfront. Aus der Detektion der Verschiebung der Fokuspunkte der realen Wellenfront gegen die der Referenzwellenfront, die von einer Kalibriernormale erzeugt wird, erfolgt mithilfe der zugehörigen Software die Rekonstruktion der Wellenfront unter Verwendung von Zernike-Polynomen [195, 196].

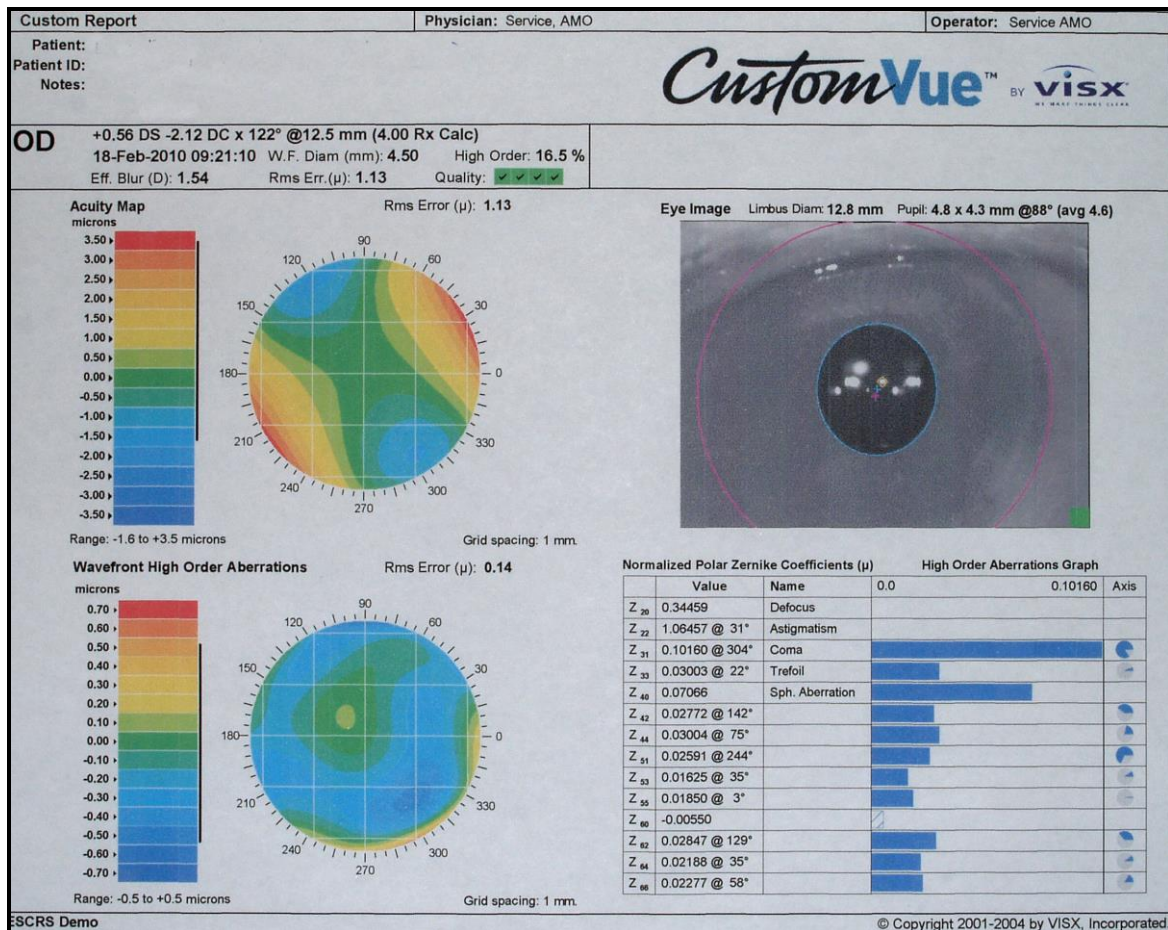


Abb. 3.2.1.4.8a: Beispiel einer Ergebnisdarstellung nach okulärer Wellenfrontmessung mit dem WaveScan®-Gerät

Aufgrund der Möglichkeit der Änderung des Pupillenschwerpunkts mit konsekutiver Änderung der gemessenen Abbildungsfehler durch Verwendung von Mydriatika und zwecks Ermittlung der beim Patienten unter natürlichen Bedingungen vorherrschenden Aberrationen waren die Messungen bei nicht medikamentös erweiterter Pupille unter mesopischen Konditionen durchgeführt worden [197].

Aufgrund einer Verfügbarkeitsänderung während des Untersuchungszeitraumes der retrospektiv eingeschlossenen Patienten war nur ein Teil der Akreos™- und Tecnis®-Gruppe mit dem WaveScan®-Gerät untersucht worden und die Bestimmung der okulären Aberrationen der Augen, die eine Incise® MJ14T IOL erhalten hatten, mit dem iTrace® Aberrometer (Tracey Technologies, Houston, Texas, U.S.A.) erfolgt. Dieses Gerät verwendet die Raytracing-Technologie zur Ermittlung der okulären Aberrationen. Bei einer Messung werden innerhalb von ca. 250 Millisekunden nacheinander 64 zur Blickachse parallele Laserstrahlen mit einer Wellenlänge von 785 nm viermal durch die Pupille projiziert. Ein linearer Positionssensor („x-y-Scanner“) detektiert den jeweiligen Punkt des Auftreffens auf der Netzhaut. Mithilfe der integrierten Software werden die Strahlenverläufe rekonstruiert und daraus die Aberrationen des gesamten Auges unter Verwendung von Zernike-Koeffizienten berechnet [196].

Wegen der durch den Apparat hervorgerufenen Helligkeit war eine Ermittlung der Aberrationen bei natürlicher mesopischer Pupillenweite bei der mit dem iTrace®-Gerät untersuchten Gruppe nicht möglich gewesen. Daher war hier eine medikamentöse Mydriasis mittels der o.g. Phenylephrin-Tropicamid Augentropfen zur Durchführung der Aberrationsmessung und eine durch die Software ermöglichte nachträgliche Begrenzung des zu messenden Areals unter Berücksichtigung der zuvor ermittelten, individuellen mesopischen Pupillenweite erfolgt.

Wie bei der kornealen Aberrationsmessung waren auch bei der Bestimmung der okulären Aberrationen pro Studienauge mindestens fünf Messungen bei Fernfixation und eine Auswahl der besten ein bis drei Aufnahmen unter Zuhilfenahme der Qualitäts- und Reproduzierbarkeitsbewertung der integrierten Software erfolgt. Vor der gruppenspezifischen Auswertung wurde für jedes Auge der Durchschnitt der ermittelten Werte der auszuwertenden Zernike-Koeffizienten (sphärische Aberration, Koma, Dreiblatt) und des totalen RMS-Wertes der Aberrationen höherer Ordnung berechnet.

3.2.2 Statistische Auswertungen

Die erhobenen Daten wurden in eine Excel®-Tabelle (Microsoft Office 2007, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, U.S.A.) übertragen und zur statistischen Auswertung in IBM® SPSS® Statistics 22 (International Business Machines Corporation, Armonk, New York, U.S.A.) importiert.

Die deskriptive Statistik, die jeweils Fallanzahl, Mittelwert, 95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert, Standardabweichung, Minimum und Maximum beinhaltete, und die spezifischen Tests zur Überprüfung auf signifikante Unterschiede wurden nach IOL-Gruppen unterteilt durchgeführt. Die Tests erfolgten zweiseitig, Testergebnisse mit einem p -Wert $< 0,05$ wurden als signifikant angenommen.

Vor Auswahl und Ausführung der im Ergebnisteil angegebenen Tests erfolgte stets eine Überprüfung der Daten auf Normalverteilung mittels Quantil-Quantil-Diagramm und Kolmogorov-Smirnov-Test mit Signifikanzkorrektur nach Lilliefors.

Nach Durchführung einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA = analysis of variance) kam im Fall von signifikanten Mittelwertunterschieden im Anschluss der jeweils im Ergebnisteil angegebene Post-hoc-Spannweitentest unter Berücksichtigung der mittels Levene-Test überprüften Varianzhomogenität und der Stichprobenumfänge zur Verwendung.

Wenn die Voraussetzungen für die Anwendung eines parametrischen Tests nicht erfüllt waren, wurde eine nichtparametrische Prüfung mittels Mann-Whitney-U-Test bzw. Kruskal-Wallis-Test mit anschließenden paarweisen Vergleichen mit Anpassung der Signifikanz nach der Bonferroni-Methode durchgeführt.

Die Analyse der mesopischen Kontrastsensitivität nach den Kriterien der Nachfahrtauglichkeit der DOG erfolgte mittels Kreuztabellen und Chi-Quadrat-Tests.

Die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgte entweder mittels Histogramm oder Boxplots. Letztere zeigen Median, 25. und 75. Perzentil, Maximum und Minimum, sowie ggf. Ausreißer, welche mindestens 1,5 Boxlängen von der Box entfernt sind, als Kreis bzw. extreme Ausreißer, die mindestens 3 Boxlängen von der Box entfernt liegen, als Sternchen an.

4 ERGEBNISSE

4.1 Auswertung der demografischen Daten

Die Verteilung des Alters zum Operationszeitpunkt bzw. bei der postoperativen Untersuchung, das Geschlechterverhältnis sowie die Anzahl der rechten bzw. linken Augen waren in den verschiedenen, nach IOL unterteilten Gruppen des Patientenkollektivs ohne signifikanten Unterschied ($p = 0,461^a$, $p = 0,395^a$, $p = 0,133^b$ bzw. $p = 0,699^b$; $a = \text{ANOVA}$, $b = \text{Chi-Quadrat-Test nach Pearson}$).

4.2 Auswertung der prä- und postoperativen Refraktions-, Achsenlängen- und IOL-Brechkraft-Bestimmung

Die präoperative Refraktion und die Achsenlänge sind in Tabelle 4.2a gruppenspezifisch zusammengefasst. Das sphärische Äquivalent und die Sphäre zum Zeitpunkt der Voruntersuchung zur Katarakt-Operation wiesen signifikante Unterschiede zwischen der Tecnis®- und Akreos®-Studiengruppe auf ($p = 0,037$ bzw. $p = 0,043$; ANOVA, Bonferroni-Test).

Die postoperative Refraktion, die Brechkraft der implantierten IOL und die Abweichung von der Zielrefraktion waren demgegenüber ohne signifikanten Unterschied zwischen den drei Gruppen, wie aus Tabelle 4.2b ersichtlich ist.

	Akreos™	Incise®	Tecnis®	
	Adapt AO	MJ14T	ZA9003	<i>Signifikanz</i>
<i>Sphärisches Äquivalent [D]</i>				<i>0,035^a</i>
<i>MW (± SD)</i>	-0,97 (± 2,68)	-0,49 (± 2,21)	+1,21 (± 2,03)	
<i>min./max.</i>	-6,5/ +2,5	-5,38/ +2,0	-1,75/ +6,25	
<i>Sphäre [D]</i>				<i>0,034^a</i>
<i>MW (± SD)</i>	-0,46 (± 2,91)	-0,16 (± 2,22)	+1,66 (± 1,93)	
<i>min./max.</i>	-6,25/ +3,25	-5,0/ +2,25	-1,5/ +6,25	
<i>Zylinder [D]</i>				<i>0,151^b</i>
<i>MW (± SD)</i>	-1,01 (± 0,57)	-0,66 (± 0,53)	-0,91 (± 0,65)	
<i>min./max.</i>	-2,0/ -0,5	-2,0/ 0,0	-2,0/ 0,0	
<i>Achsenlänge [mm]</i>				<i>0,265^a</i>
<i>MW (± SD)</i>	23,65 (± 1,21)	23,23 (± 0,84)	23,80 (± 0,92)	
<i>min./max.</i>	21,51/ 26,29	21,91/ 24,71	22,15/ 25,19	

Tab. 4.2a: Präoperative Refraktion und Achsenlänge; ^a = ANOVA, ^b = Kruskal-Wallis-Test

	Akreos™	Incise®	Tecnis®	
	Adapt AO	MJ14T	ZA9003	<i>Signifikanz</i>
<hr/>				
<i>Sphärisches Äquivalent [D]</i>				<i>0,161^b</i>
<i>MW (± SD)</i>	-0,39 (± 1,12)	-0,83 (± 0,96)	-0,54 (± 0,71)	
<i>min./max.</i>	-3,0/ +0,88	-3,50/ +0,62	-1,50/ +0,38	
<i>Sphäre [D]</i>				<i>0,210^b</i>
<i>MW (± SD)</i>	-0,08 (± 1,16)	-0,48 (± 0,98)	-0,02 (± 0,74)	
<i>min./max.</i>	-3,0/ +1,0	-3,0/ +1,0	-1,0/ +1,0	
<i>Zylinder [D]</i>				<i>0,099^b</i>
<i>MW (± SD)</i>	-0,61 (± 0,48)	-0,71 (± 0,53)	-1,04 (± 0,58)	
<i>min./max.</i>	-1,50/ 0,0	-1,75/ 0,0	-2,0/ -0,25	
<i>Linsenstärke [D]</i>				<i>0,500^a</i>
<i>MW (± SD)</i>	20,69 (± 2,38)	21,56 (± 2,10)	21,00 (± 1,98)	
<i>min./max.</i>	17,0/ 24,0	16,0/ 24,5	19,0/ 25,0	
<i>Betrag der Abweichung von Zielrefraktion [D]</i>				<i>0,161^a</i>
<i>MW (± SD)</i>	0,46 (± 0,37)	0,77 (± 0,53)	0,68 (± 0,56)	
<i>min./max.</i>	0,0/ 1,13	0,0/ 2,0	0,0/ 1,5	

Tab. 4.2b: Postoperative Refraktion, Brechkraft der implantierten IOL und Abweichung von der Zielrefraktion; ^a = ANOVA, ^b = Kruskal-Wallis-Test

4.3 Auswertung der intra- und postoperativen Komplikationen

Die Kataraktoperation ließ sich nach Operationsberichtangaben an allen eingeschlossenen Augen ohne Komplikationen durchführen. Auch bei der in dieser Studie ausgewerteten postoperativen Kontrolluntersuchung hatte kein Patient ein aktuelles oder zwischenzeitliches unerwünschtes Ereignis des betreffenden Auges angegeben. Im Rahmen der Spaltlampenuntersuchung, Applanationstonometrie und Funduskopie des operierten Auges hatte sich ebenfalls bei keinem der eingeschlossenen Patienten ein pathologischer Befund gezeigt.

4.4 Auswertung der Pupillometrie

Unter mesopischen Bedingungen lag die Pupillengröße im Mittel bei 4,43 ($\pm 1,06$) mm, 4,65 ($\pm 0,81$) mm bzw. 4,72 ($\pm 1,0$) mm in der Akreos™-, Incise®- bzw. Tecnis®-Gruppe, die Unterschiede waren nicht signifikant ($p = 0,667$; ANOVA).

4.5 Auswertung der Visusbestimmung unter photopischen Konditionen

4.5.1 Unkorrigierter und bestkorrigierter Fernvisus prä- und postoperativ

Alle Patienten erreichten bei der postoperativen Untersuchung einen bestkorrigierten Dezimalvisus in der Ferne von 0,8 oder besser. Die Mittelwerte, Standardabweichungen und Spannweiten des prä- und postoperativen bestkorrigierten Visus in logMAR sind nach IOL-Gruppen unterteilt in Abbildung 4.5.1a dargestellt. Weder der präoperative noch der postoperative bestkorrigierte Visus unter photopischen Konditionen wies signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen auf ($p = 0,059$ bzw. $p = 0,176$; Kruskal-Wallis-Test). Der mittlere postoperative unkorrigierte Fernvisus in logMAR betrug in der Akreos™-Gruppe 0,16 ($\pm 0,33$), in der Incise®-Gruppe (0,20

$\pm 0,25$) und in der Tecnis®-Gruppe $0,15 (\pm 0,15)$ und war ebenfalls ohne signifikante Differenz ($p = 0,496$; Kruskal-Wallis-Test).

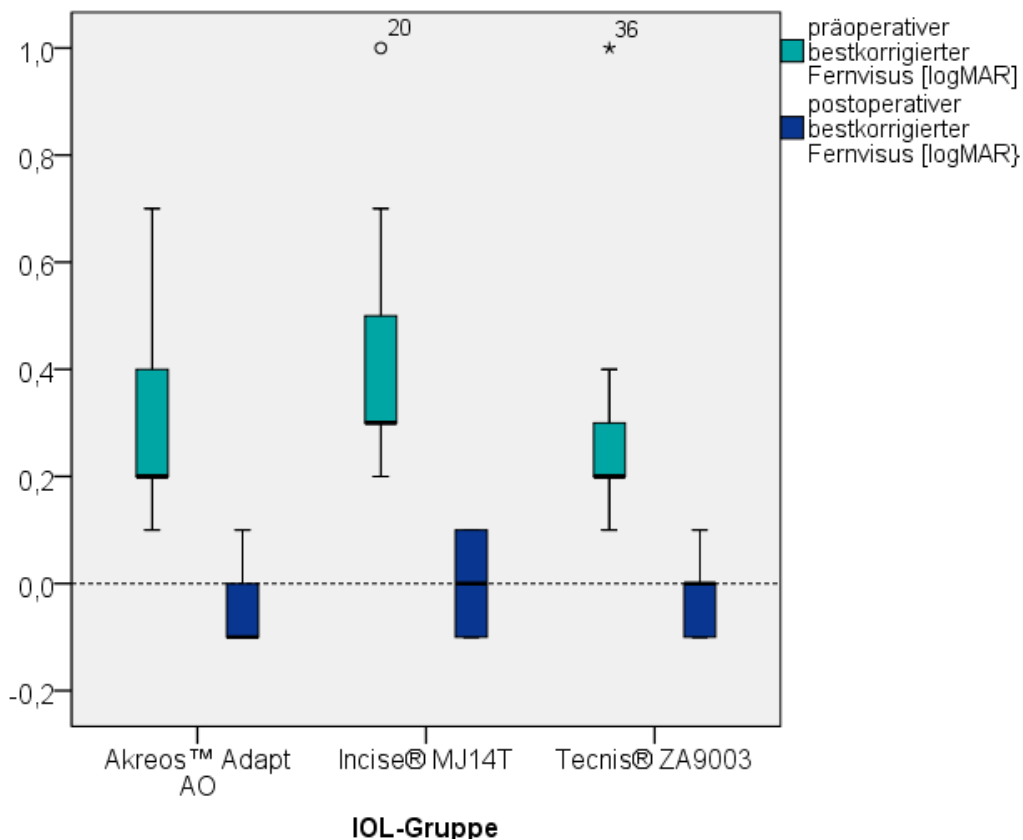


Abb. 4.5.1a: Prä- und postoperativer bestkorrigierter Fernvisus ($p = 0,059$ bzw. $p = 0,176$)

4.5.2 Photopische Visusbestimmung bei geringem Optotypen-Kontrast ohne und mit Blendung

Der mittels Humphrey-Autorefraktor® Model 570 ermittelte bestkorrigierte mittlere Fernvisus bei einem Kontrast der Snellen-Optotypen von 13 % unter photopischen Bedingungen ohne Blendung und unter Blendung ist nach Studiengruppen aufgeteilt in der Grafik 4.5.2a abgebildet. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Studiengruppen fand sich sowohl bei Prüfung ohne als auch mit Blendung ($p = 0,788$ bzw. $p = 0,941$; Kruskal-Wallis-Test) nicht.

Die Differenz zwischen dem erreichten logMAR-Visus ohne Blendung und unter Blendung als Parameter für die durch Blendung induzierte Visusbeeinträchtigung lag bei $-0,068 (\pm 0,077)$, $-0,047 (\pm 0,087)$ bzw. $-0,007 (\pm 0,149)$ logMAR in der Akreos™-, Incise®- bzw. Tecnis®-Gruppe, der Unterschied zwischen den Gruppen war nicht signifikant ($p = 0,520$; Kruskal-Wallis-Test).

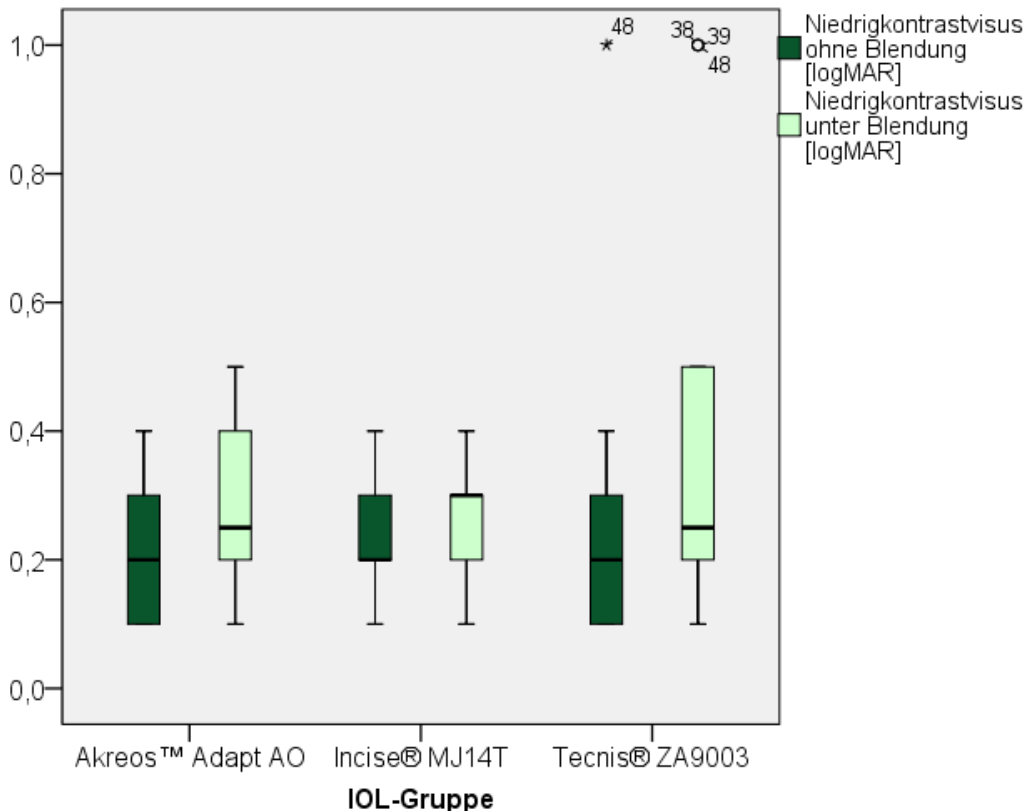


Abb. 4.5.2a: Postoperativer bestkorrigierter Niedrigkontrastvisus ohne Blendung und unter Blendung ($p = 0,788$ bzw. $p = 0,941$)

4.6 Auswertung der unter mesopischen Konditionen erhobenen Kontrastsensitivität ohne und mit Blendung

In den folgenden Balkendiagrammen ist die Anzahl der Augen, die monokulär die Anforderungen der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft (DOG) an das (beidäugige) Dämmerungssehen für die Fahrerlaubnisklassen A, A1, AM, B, BE, L und

T (unten zusammenfassend „A/B“ genannt) bzw. C, C1, CE, C1E und Taxifahrer (unten zusammenfassend „C“ genannt) erfüllten, dargestellt.

Nach dieser Unterteilung ergeben sich signifikante Unterschiede zwischen den Augen mit implantierter Akreos™- bzw. Tecnis®-IOL:

Die DOG-Anforderungen an das Dämmerungssehen ohne Blendung für die zwei o.g. Fahrerlaubnisklassen-Gruppierungen wurden von deutlich mehr Augen mit der aberrationsneutralen Akreos™-IOL erfüllt ($p = 0,029$ bzw. $p = 0,022$; Chi-Quadrat-Test nach Pearson), wohingegen jeweils kein signifikanter Unterschied im Vergleich der soeben genannten zwei IOL zu der aberrationsneutralen Mikrozisionslinse nachweisbar war.

Unter Blendung zeigte sich im Gegensatz dazu ein etwas besseres Abschneiden der Augen mit Incise®-IOL, während die Augen mit der Akreos™-IOL am schlechtesten abschnitten. Der Unterschied zwischen den Gruppen war jedoch nicht signifikant ($p = 0,153$ bzw. $p = 0,403$; Chi-Quadrat-Test nach Pearson).

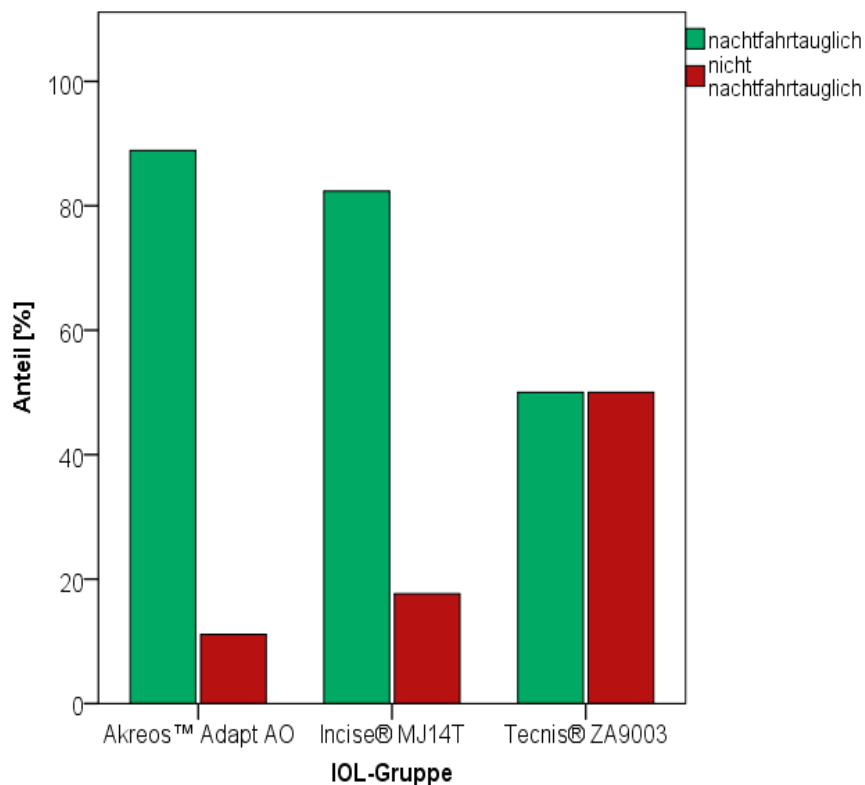


Abb. 4.6a: Nachtfahrtauglichkeit ohne Blendung Fahrerlaubnisklasse A/ B ($p = 0,029$)

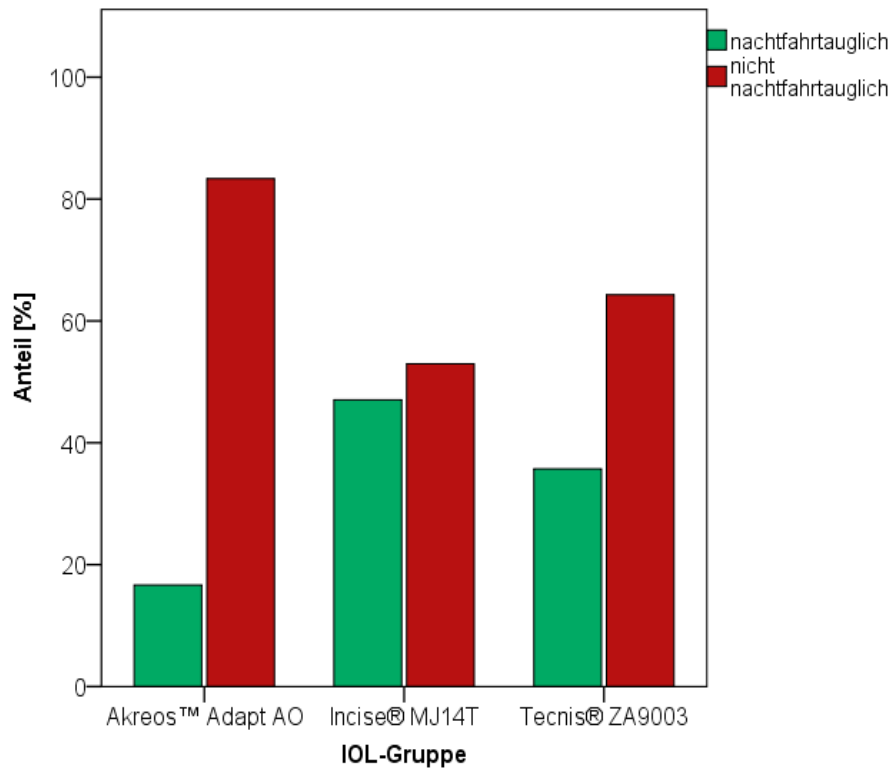


Abb. 4.6b: Nachtfahrtauglichkeit bei Blendung Fahrerlaubnisklasse A/ B ($p = 0,153$)

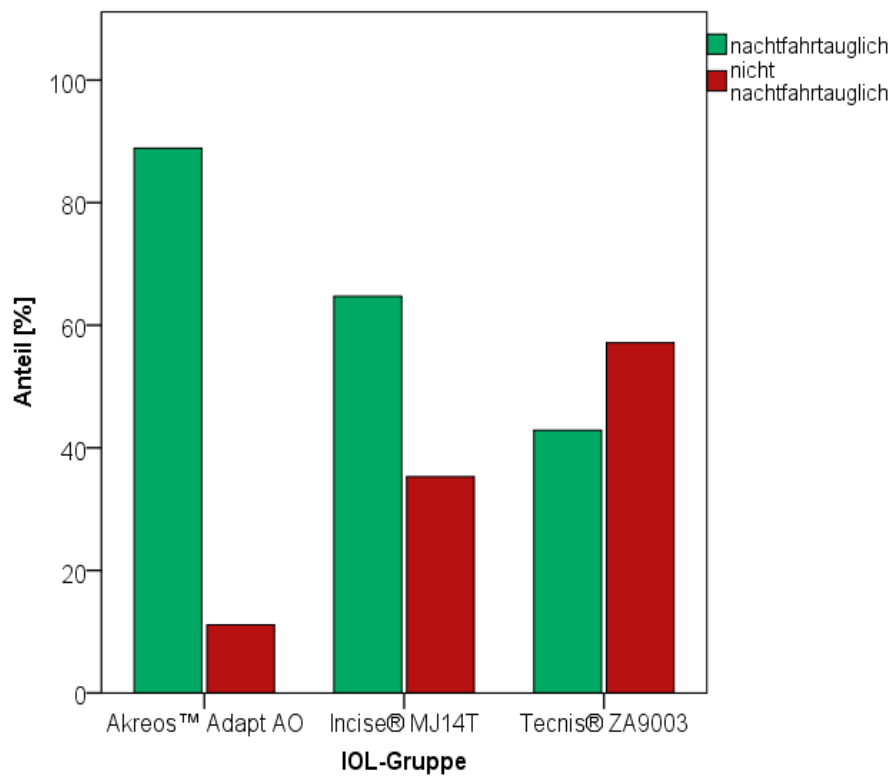


Abb. 4.6c: Nachtfahrtauglichkeit ohne Blendung Fahrerlaubnisklasse C ($p = 0,022$)

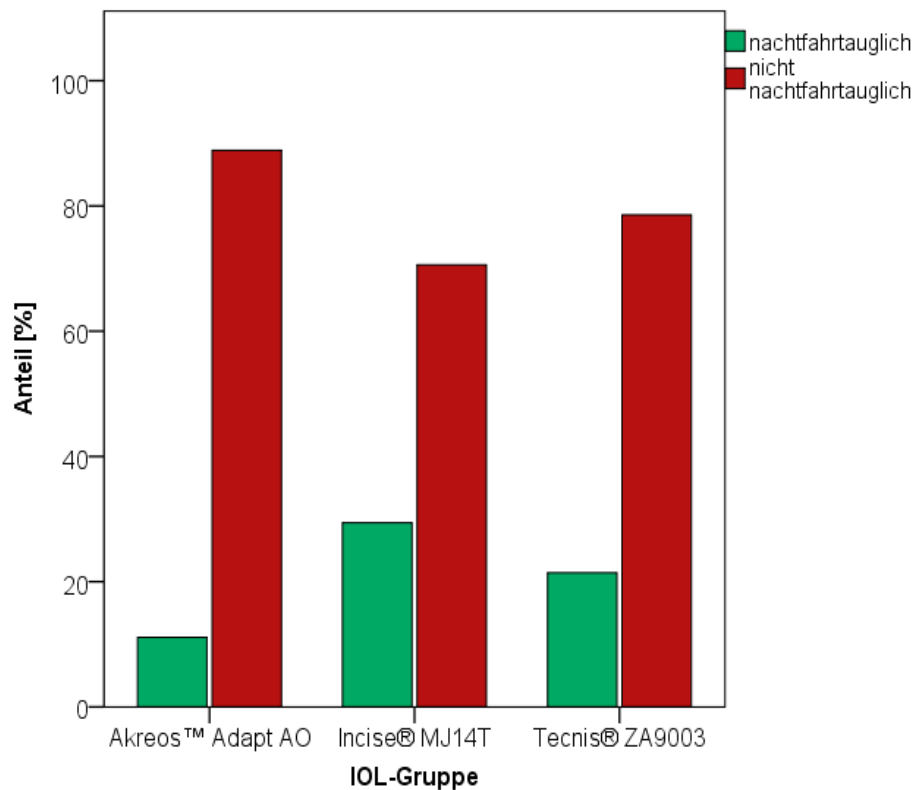


Abb. 4.6d: Nachtfahrtauglichkeit bei Blendung Fahrerlaubnisklasse C ($p = 0,403$)

4.7 Auswertung der postoperativen Aberrationsmessungen

4.7.1 Korneale Aberrationen

4.7.1.1 Sphärische Aberration

Die mittlere sphärische Aberration des zentralen 5 -mm-Durchmessers der Korneae betrug in der Akreos™-Gruppe $0,242 (\pm 0,281) \mu\text{m}$, in der Incise®-Gruppe $0,148 (\pm 0,088) \mu\text{m}$ und in der Tecnis®-Gruppe $0,195 (\pm 0,164) \mu\text{m}$, diese Verteilung war ohne signifikanten Unterschied ($p = 0,829$; Kruskal-Wallis-Test).

Bei der Berechnung für die zentralen 3 mm lag der Mittelwert in der Akreos™-Gruppe bei $0,022 (\pm 0,024) \mu\text{m}$ und in der Tecnis®-Gruppe bei $0,030 (\pm 0,034) \mu\text{m}$, bei der Kalkulation für den Hornhautdurchmesser, der sich jeweils am nächsten an der individuellen mesopischen Pupillengröße befand (in 0,25mm-Schritten), ergab sich für

das soeben zuerst genannte Patientenkollektiv ein Mittelwert von $0,181 (\pm 0,299) \mu\text{m}$ und für letzteres ein Mittelwert von $0,202 (\pm 0,238) \mu\text{m}$. Auch hier ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p = 0,820$ bzw. $p = 0,095$; Mann-Whitney-U-Test).

4.7.1.2 Gesamte HOA

Die Root-mean-square-Werte der kornealen Aberrationen höherer Ordnung– gemessen mit dem WaveScan®-Gerät - betrugen bei den 9 evaluierten Augen der Akreos™-Studiengruppe im Mittel $0,964 (\pm 0,770) \mu\text{m}$ und bei den 9 gemessenen Korneae der Tecnis®-Gruppe im Mittel $1,006 (\pm 0,509) \mu\text{m}$. In der Incise®-Gruppe lag der Mittelwert bei $0,381 (\pm 0,134) \mu\text{m}$, der Unterschied zwischen dieser mittels iTrace®-Gerät gemessenen Gruppe und den beiden anderen war statistisch signifikant ($p < 0,001$; Kruskal-Wallis-Test, paarweiser Vergleich mit Signifikanzanpassung), während die Werte der Akreos™- und Tecnis®-Gruppe sich untereinander nicht signifikant unterschieden ($p = 0,596$; Mann-Whitney-U-Test).

4.7.2 Okuläre Aberrationen

4.7.2.1 Sphärische Aberration

Die gruppenspezifischen Mittelwerte der sphärischen Aberrationen des gesamten Auges in μm bei (angenäherter) individueller mesopischer Pupillenweite sind in Abbildung 4.7.2.1a dargestellt. Es zeigte sich eine signifikant geringere mittlere okuläre sphärische Aberration bei den 9 (mittels WaveScan® untersuchten) Augen der Tecnis®-Gruppe im Vergleich zu den 10 mit dem gleichen Gerät gemessenen Augen der Akreos™-Gruppe ($p = 0,007$; ANOVA, Bonferroni-Test) und auch im Vergleich zur (mittels iTrace® gemessenen) mittleren sphärischen Aberration der 17 Incise®-Augen ($p = 0,001$; ANOVA, Bonferroni-Test).

Zwischen den beiden zuletzt genannten Gruppen bestand kein signifikanter Unterschied ($p = 1,000$; ANOVA, Bonferroni-Test).

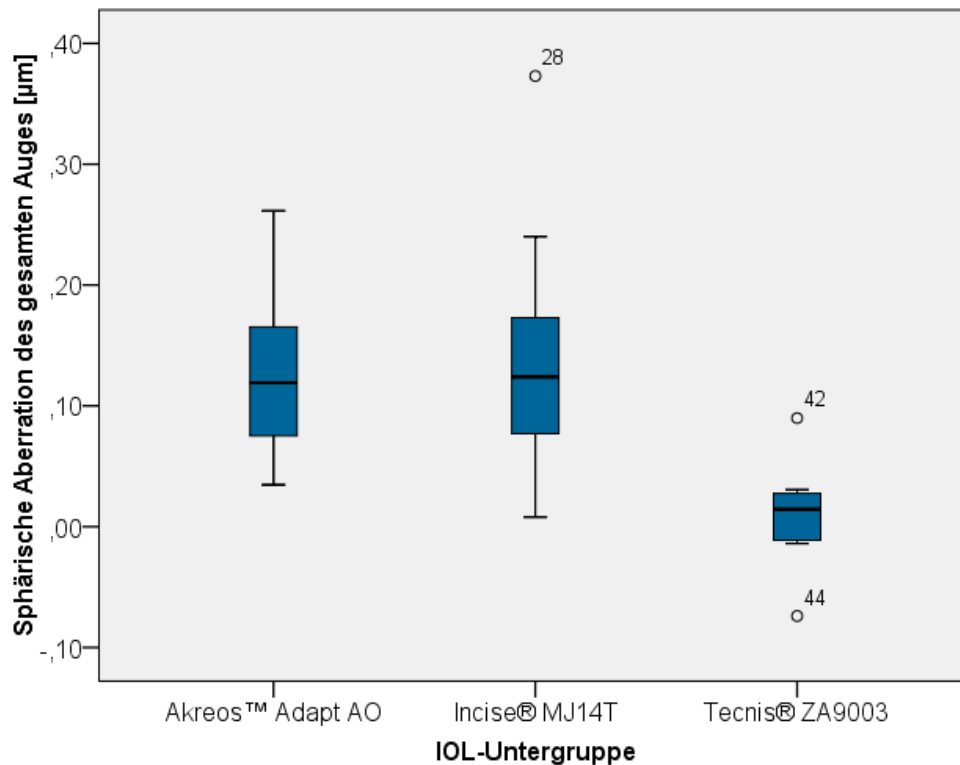


Abb. 4.7.2.1a: Okuläre sphärische Aberration ($p = 0,007$ für Akreos™- vs. Tecnis®-IOL, $p = 0,001$ für Incise®- vs. Tecnis®-IOL, $p = 1,0$ für Akreos™- vs. Incise®-IOL)

4.7.2.2 Sonstige Aberrationen

In Grafik 4.7.2.2a sind die gruppenspezifischen Mittelwerte der Aberrationen höherer Ordnung als RMS-Wert, des Koma und des Dreiblattes des gesamten Auges bei (angenäherter) individueller mesopischer Pupillenweite abgebildet. Bei der Auswertung fiel eine statistisch signifikante Differenz zwischen den hinsichtlich der RMS der HOA der untersuchten Augen der Incise®-Patienten und denen der anderen beiden Gruppen auf: Die Mittelwerte der Akreos™- und Tecnis®-Untergruppen (10 bzw. 9 Augen) waren signifikant niedriger als der Mittelwert der Incise®-Gruppe (17 Augen) ($p = 0,011$ bzw. $p = 0,006$; ANOVA, Bonferroni-Test), während sich die Werte der beiden erstgenannten

Gruppen nicht signifikant voneinander unterschieden ($p = 1,000$; ANOVA, Bonferroni-Test). Beim Vergleich der Koma- und Dreiblatt-Werte zwischen den drei Gruppen zeigten sich hingegen keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,725$ bzw. $p = 0,671$; Kruskal-Wallis-Test bzw. ANOVA).

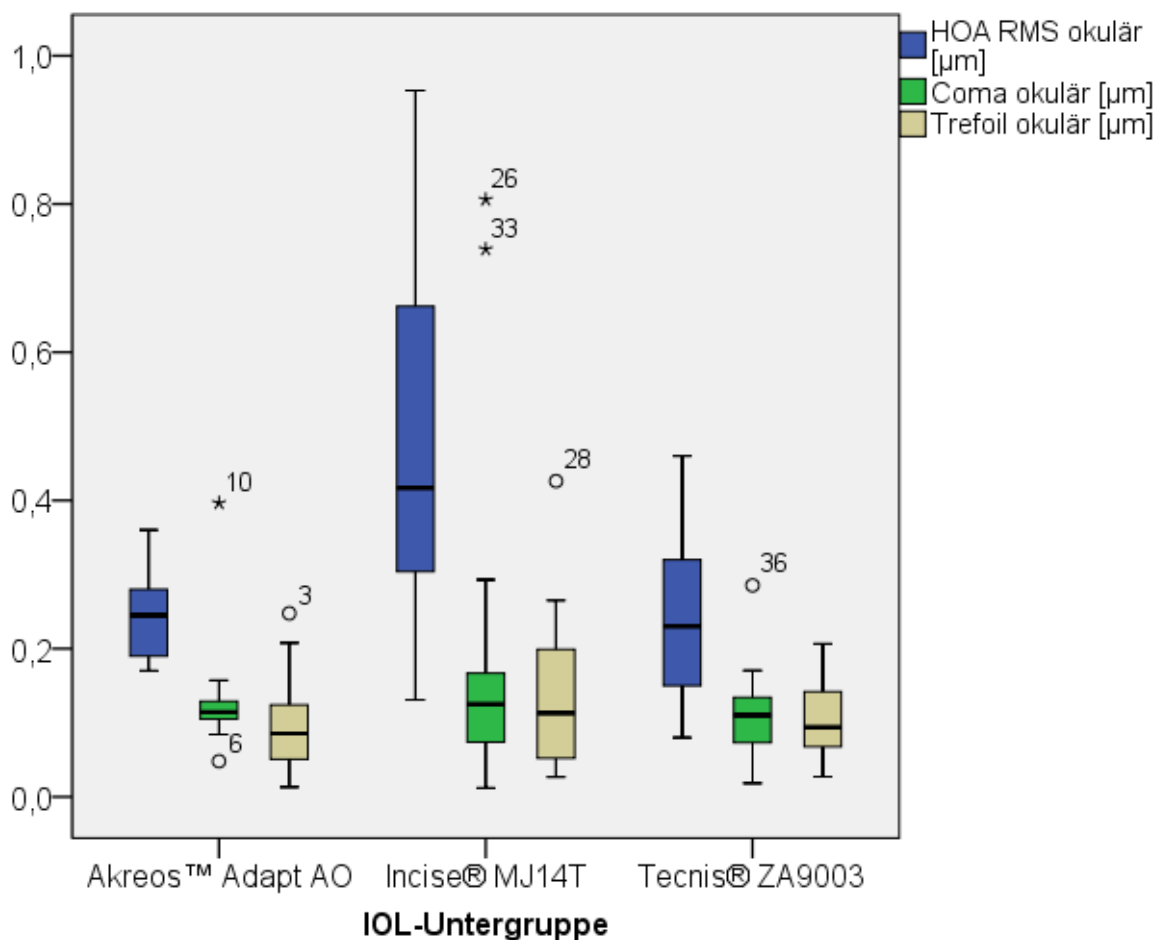


Abb. 4.7.2.2a: Okuläre Aberrationen höherer Ordnung: RMS HOA, Koma und Dreiblatt (RMS HOA: $p = 0,011$ für Akreos™- vs. Incise®-IOL, $p = 0,006$ für Tecnis®- vs. Incise®- IOL, $p = 1,0$ für Akreos™- vs. Tecnis®-IOL; Koma: $p = 0,725$; Dreiblatt: $p = 0,671$)

5 DISKUSSION

5.1 Relevanz der vorliegenden Arbeit

Diese Studie beleuchtet funktionelle Unterschiede und Gemeinsamkeiten unter Berücksichtigung der okulären Wellenfrontmessungen nach Implantation einer aberrationskorrigierenden und zweier aberrationsneutraler IOL, von denen eine die neuartige Möglichkeit bietet, durch einen 1,4-mm-Schnitt eingeführt werden zu können. Diverse asphärische IOL haben im direkten Vergleich mit sphärischen IOL in zahlreichen Studien u.a. Vorteile im Bereich der mesopischen und bzw. oder photopischen Kontrastsensitivität aufgezeigt und gehören daher in vielen Kliniken bereits zu den standardmäßig im Rahmen der Katarakt-Operation verwendeten Modellen [102, 160, 162, 164, 165, 169, 198]. Zum Zeitpunkt der Fertigstellung dieser Arbeit existierten zudem bereits einige Publikationen, die in vivo die Aberrationen und funktionellen Ergebnisse nach Katarakt-Operation mit Einsetzen von unterschiedlich konzipierten asphärischen monofokalen IOL, teils inklusive Mikroinzisions-IOL, verglichen [41, 137, 149, 173, 174, 199-206]. Soweit bekannt, ist dies jedoch die erste Arbeit, die einen Vergleich der oben genannten drei IOL-Typen untereinander im Hinblick auf das Dämmerungssehvermögen ohne und mit Blendung beinhaltet.

5.2 Einordnung der funktionellen Ergebnisse

Zwischen den hier verglichenen drei verschiedenen konzipierten asphärischen IOL zeigten sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich des postoperativen Fernvisus und der photopischen Kontrastsehfähigkeit ohne und mit Blendung (in logMAR bzw. logCS). Ein signifikanter Unterschied ergab sich zugunsten der aberrationsneutralen Akreos™-IOL bei der Untersuchung des Dämmerungssehvermögens ohne Blendung nach den Nachfahrtauglichkeitskriterien der DOG-Leitlinien.

In zum Zeitpunkt der Fertigstellung der vorliegenden Promotionsarbeit veröffentlichten klinischen Studien, die asphärische IOL untereinander hinsichtlich der o.g. Parameter

vergleichen, zeigten sich bei photopischen Funktionsprüfungen überwiegend ähnliche, jedoch bei mesopischen auch teils deutlich abweichende Ergebnisse:

Die in der vorliegenden Studie im Mittel erreichte bestkorrigierte Sehschärfe für die Ferne in logMAR lag in allen drei Gruppen in einem Bereich um Null, der auch in anderen Arbeiten ermittelt wurde [41, 148, 175, 200, 201]. Alle in dieser Arbeit zitierten Studien, die verschiedene asphärische IOL untereinander verglichen, fanden keinen signifikanten Unterschied der bestkorrigierten Hochkontrastsehschärfe in der Ferne und einen deutlichen postoperativen Anstieg im Vergleich zu den präoperativen Werten [41, 173, 174, 199-201, 203, 204, 207].

In dieser Studie war der Visus aufgrund der im regulären klinischen Alltag durchgeführten Prüfung mittels in 5 m projizierter Zahlenreihe und nicht wie in den zitierten prospektiven klinischen Studien mittels EDTRS-Tafeln geprüft worden, was die diesbezügliche Aussagekraft und Vergleichbarkeit mit anderen Studien etwas reduziert.

Dass die Prüfung der photopischen Hochkontrastsehschärfe zur Erfassung feiner, jedoch oft alltagsrelevanter Unterschiede der optischen Abbildungs- und Wahrnehmungsqualität gesunder, erkrankter oder wie im vorliegenden Fall pseudophaker Augen allein nicht ausreichend ist, sondern die Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit unter verschiedenen Beleuchtungsbedingungen bzw. die Bestimmung der Sehschärfe bei niedrigem Kontrast wichtige weitere Erkenntnisse liefert, wurde durch mehrere Autoren bestätigt [161, 208-213]. Daher wurde auch in der vorliegenden Studie der Fokus auf die Kontrastsehfähigkeit gerichtet und dieser mittels anerkannter, praxisnaher Testmethoden bestimmt. Beim Vergleich ist zu beachten, dass die im Folgenden zitierten Studien überwiegend andere Prüftafeln bzw. Geräte zur Bestimmung der photopischen und mesopischen Kontrastwahrnehmung, nämlich überwiegend auch unter photopischen Konditionen solche zur Ermittlung der Kontrastsensitivität anstelle der Niedrigkontrastsehschärfe, verwendeten.

Johansson et al. fanden drei Monate postoperativ keinen signifikanten Unterschied der bestkorrigierten Niedrigkontrastsehschärfe und der photopischen und mesopischen Kontrastempfindlichkeit zwischen Augen mit aberrationsneutraler (Akreos™ Adapt AO) und aberrationsnegativer (Tecnis® Z9000; AMO, Santa Ana, California, U.S.A.) IOL [41]. Ebenfalls kein signifikanter Unterschied zwischen aberrationsneutralen und-negativen IOL hinsichtlich der photopischen und mesopischen Kontrastsensitivität

zeigte sich in den Studien von Nabh et al., Shentu, Tang und Yao und den zwei Studien der Arbeitsgruppen um Caporossi [173, 174, 199, 201].

In der Arbeit von Denoyer et al. wiesen dagegen die Augen mit aberrationsnegativer IOL (Tecnis® Z9000) eine signifikant bessere mesopische Kontrastsensitivität bei mittleren und hohen Frequenzen (3,75cpd, 7,5cpd, 15cpd und 30cpd) auf, während die Augen mit der aberrationsneutralen IOL (SofPort® AO; Bausch & Lomb, Inc., Rochester, New York, U.S.A.) eine bessere Kontrastempfindlichkeit unter photopischen Bedingungen bei 7,5 cpd und 15 cpd zeigten. Die Patienten mit aberrationsnegativer IOL gaben passend zu diesen Ergebnissen eine höhere Zufriedenheit beim nächtlichen Autofahren an [200].

Auch in einer Studie von Jafarinasab et al. stellte sich die photopische und mesopische Kontrastsensitivität bei niedrigen Frequenzen am besten nach Implantation einer Tecnis® ZA9003 und bei hohen Frequenzen bei Verwendung einer AcrySof® IQ SN60WF (Alcon, Fort Worth, Texas, U.S.A.) mit -0,2 µm SA im Vergleich mit der aberrationsneutralen Akreos™ Adapt AO und einer sphärischen IOL dar. Bei 6 cpd zeigte sich jedoch unter mesopischen Konditionen kein signifikanter Unterschied der Kontrastsehfähigkeit zwischen der aberrationsneutralen, den zwei aberrationsnegativen und der sphärischen IOL [204].

Kurz et al. konnten bei ihren Vergleichen zwischen einer aberrationsnegativen und einer sphärischen Mikroinzisions-IOL mit vergleichbarem sonstigen Design keine signifikanten Unterschiede der mesopischen Kontrastsensitivität ohne und mit Blendung nachweisen [162].

Unter Blendung zeigte sich in der vorliegenden Studie eine deutlich schlechtere mesopische Kontrastsehfähigkeit, wobei sich diese etwas - jedoch nicht signifikant - besser nach Implantation der aberrationsneutralen Mikroinzisions-IOL darstellte. Ein unmittelbarer Zusammenhang dieses Ergebnisses mit den Mittelwerten der okulären SA bzw. der RMS der HOA ist in dieser Studie nicht erkennbar, wobei zu beachten ist, dass die Aberrationsmessungen in zwei Gruppen nicht bei allen Augen durchgeführt worden waren. Die Details des IOL-Designs und patientenabhängige Faktoren, die erwiesenermaßen einen Einfluss auf das Ausmaß von Blendungsphänomenen haben (Optikkantenschärfe, Optikdurchmesser, Flächenkrümmung, Refraktionsindex bzw.

Pupillengröße, Alter, postoperative Refraktion, Linsenkapselveränderungen), waren ohne entsprechende Abweichung in den verschiedenen Patientengruppen [214-217].

In der Untersuchung von Naycheva mit dem Mesoptometer I wiesen gesunde junge Probanden zwischen 22 und 32 Jahren am besseren Auge eine mesopische Kontrastsensitivität in logCS von im Mittel 0,76 ($\pm 0,13$) auf, während Probanden im Alter von 50 bis 66 Jahren mit klaren brechenden Medien einen Mittelwert von 0,63 ($\pm 0,13$) und 62- bis 84-jährige (Durchschnitt 75,9) Probanden mit signifikanter Katarakt im Mittel nur 0,12 ($\pm 0,14$) erreichten [218].

Bei ihrer Prüfung mit dem Mesoptometer II (Oculus Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Deutschland) fanden Scharwey, Krzizok und Herfurth folgenden Prozentsatz der augengesunden Probanden mit einer korrigierten Tagessehschärfe von mind. 0,63, der binokulär die Kontraststufe 1:5 ohne bzw. mit Blendung nicht erkannte, also als nachtfahrtauglich eingestuft wurde: 0 % bzw. 21,4 % bei Personen in der 7. Lebensdekade und 20 % bzw. 40 % in der 8. Lebensdekade [219]. Zu schlechteren Ergebnissen kamen Großkopf et al. 1998 bei Untersuchung der Nachtfahrtauglichkeit Pseudophaker: 59 % des im Mittel 68,8 Jahre alten Patientenkollektivs mit beidseitiger sphärischer monofokaler IOL und bestkorrigierter Tagessehschärfe von mindestens 0,7 erfüllten binokulär die Anforderungen für Nachtfahrtauglichkeit, die damals noch jeweils eine Stufe strenger als in Tabelle 3.2.1.4.5b angegeben waren, nicht. Es fiel dabei eine hohe Altersabhängigkeit auf: Die unter 60 Jahre alten Träger einer sphärischen monofokalen IOL waren alle nachtfahrtauglich, bei den über 70-jährigen waren es nur noch 22,2 %. Bei monokulärer Prüfung erkannten 36,5% der Augen mit monofokaler IOL und 51,2 % der Augen des im Mittel 66 Jahre alten Kollektivs der Patienten mit beginnender Katarakt unter Blendung nicht die Stufe 1:23 und wären damit nach den aktuellen Kriterien als nicht nachtfahrtauglich eingestuft worden [220]. Nach Implantation asphärischer IOL befanden Holzer et al. 53 % ihrer Studienpatienten bei binokulärer Prüfung nach den alten, schärferen Kriterien für nachtfahrtauglich [221]. Kretz et al. fanden nach Implantation einer aberrationskorrigierenden Tecnis® ZCB00 keine signifikanten Unterschiede bei der photopischen und mesopischen Kontrastsensitivitätsprüfung mit und ohne Blendung im Vergleich mit phaken Patienten jeweils gleichen Alters [222], während in der Studie von Eppig et al. alle untersuchten sphärischen, aberrationsfreien (u.a. Akreos™ Adapt AO) und aberrationskorrigierenden (u.a. Tecnis® ZA9003) IOL bei Prüfung der photopischen und mesopischen

Kontrastsensitivität (ohne Blendung) zu signifikant besseren Ergebnissen bei der Gegenüberstellung einer gleichaltrigen phaken Kontrollgruppe führten [206]. Innerhalb des pseudophaken Kollektivs dieser Studie fiel ein signifikant besseres Abschneiden nach Implantation einer aberrationsnegativen IOL auf, wohingegen kein Unterschied zwischen den Augen mit aberrationsneutralen bzw. sphärischen IOL nachgewiesen werden konnte.

Im Vergleich zu den zitierten Studien, die die Dämmerungssehfähigkeit mittels Mesoptometer bestimmten, fällt ein insgesamt schlechteres Abschneiden der Patienten aller Gruppen in der vorliegenden Studie auf. Als wahrscheinliche, dies zumindest partiell erklärende Faktoren sind hier die fehlende Binokularität bei der Prüfung und das höhere Patientenalter zu nennen. Aulhorn und Harms berichteten bereits 1970 über eine Abnahme des Dämmerungssehvermögens mit steigendem Alter [191].

Verschiedene Autoren konnten in ihren Studien nachweisen, dass bei einem nicht unerheblichen Anteil von Fahrzeugführern, die an einem Verkehrsunfall beteiligt waren, eine reduzierte Kontrastempfindlichkeit und eine gesteigerte Blendungsempfindlichkeit vorlagen [223, 224]. In Zusammenschau mit der demografischen Entwicklung in den meisten westlichen Ländern gewinnen diese Aspekte zunehmend an Relevanz. Nach einer Berechnung des Bundesministeriums für Verkehr, Bau und Stadtentwicklung werden in Deutschland im Jahr 2050 ca. 5 Millionen mehr Personenkraftwagen im Besitz von Senioren über 65 Jahren sein als noch 2002 [225]. In zahlreichen europäischen Ländern sind regelmäßige Fahrtauglichkeitstests für Führerscheinbesitzer im Seniorenalter bereits Pflicht, in Deutschland wird dies seit einigen Jahren heftig debattiert.

Seit der Änderung der Anlage 6 der Fahrerlaubnisverordnung (FeV) vom 01.07.2011 wird für alle Fahrerlaubnisbewerber, die sich einer augenärztlichen bzw. arbeitsmedizinischen Begutachtung unterziehen müssen, auch eine Prüfung der Dämmerungs- oder Kontrastsehfähigkeit und Blendungsempfindlichkeit mit dafür geeigneten Geräten, zum Beispiel dem Mesotest (Oculus Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Deutschland), gefordert [226]. Aus einem Nichterfüllen der Anforderungen resultiert die gutachterliche Empfehlung eines Nachtfahrverbots bzw. entsprechender risikomindernder Auflagen für den Bewerber [194].

Zudem wurde ein Zusammenhang zwischen einer erhöhten generellen Unfallgefahr und reduzierter Kontrastempfindlichkeit festgestellt: Lord und Dayhew identifizierten diese als Risikofaktor für Stürze älterer Menschen [227].

Dies unterstreicht die Bedeutung des Ziels der Verbesserung der photopischen und mesopischen Kontrastsehfähigkeit und Verminderung der Blendungsempfindlichkeit durch die Auswahl einer diesbezüglich optimalen Kunstlinse im Rahmen der Kataraktoperation.

In der vorliegenden Studie ergeben sich Hinweise darauf, dass die Implantation einer Akreos™ Adapt AO IOL sich im Gegensatz zu den anderen beiden IOL als besonders sinnvoll bei Patienten, die auf ein gutes Zurechtkommen in der Dämmerung angewiesen sind, erweisen könnte.

Trotz der klar definierten Ein- und Ausschlusskriterien dieser Studie können sonstige individuelle Einflussfaktoren externer, organischer oder kognitiver Natur auf die funktionellen Ergebnisse nicht gänzlich ausgeschlossen werden. Mittels stets im selben Raum und an denselben Geräten durchgeführter postoperativer Prüfungen war für jeden Patienten eine vergleichbare Untersuchungssituation geschaffen worden. Dennoch ist eine Auswirkung von nicht durch die erfolgten Standarduntersuchungen erfassbaren persönlichen Konditionen (wie z.B. ein unterschiedliches Motivationsniveau, subklinische Ausprägungen okulärer bzw. systemischer Erkrankungen oder als physiologisch anzusehende degenerative Prozesse der an der visuellen Wahrnehmung beteiligten neurosensorischen Komponenten, die bewiesenermaßen einen Einfluss auf die Kontrast- und Dämmerungssehfähigkeit haben können) wie in jeder anderen Studie, die subjektive Funktionsprüfungen beinhaltet, möglich [228-230]. Durch die homogene Altersverteilung in den drei Studiengruppen ist eine überragende bzw. asymmetrische Auswirkung solcher Faktoren auf die Vergleichbarkeit innerhalb der Studie jedoch als unwahrscheinlich einzustufen. Ein Einfluss des unterschiedlich langen Zeitraumes zwischen Operation und Nachuntersuchung kann nicht mit Sicherheit ausgeschlossen werden.

Ein weiterer Faktor, der Auswirkungen auf die retinale Abbildungsqualität nach Kunstlinsenimplantation hat, ist die intraokuläre IOL-Position. Verschiedene Arbeiten demonstrierten, dass eine Dezentrierung und in geringerem Ausmaß auch eine

Verkipfung aberrationsnegativer IOL zu einer Verschlechterung der optischen Abbildungsqualität führen können [67, 231]. Eine Verschlechterung der MTF ist bei einer aberrationsnegativen Tecnis®-IOL im Vergleich zu einer sphärischen IOL nach Angaben von Holladay et al. jedoch erst ab einer Dezentrierung von 0,5 mm oder Verkipfung von mehr als 7° zu erwarten [102]. In einer theoretischen Arbeit fanden Bonaque-González, Bernal-Molina und López-Gil für 5-mm-Pupillen einen kritischen Wert von 0,363 mm Dezentrierung, ab dem der positive Effekt einer aberrationskorrigierenden IOL auf den RMS-Wert der okulären HOA nicht mehr vorhanden ist [232]. Zudem stellte sich in deren Berechnungen die Pupillengröße als relevanter beeinflussender Faktor dar: Je größer die Pupille ist, desto geringer ist die Toleranz der Dezentrierung.

Der Umstand der weitgehenden Unabhängigkeit der optischen Abbildungsqualität aberrationsneutraler IOL von der IOL-Position, wie er z.B. durch Eppig et al. beschrieben wird, bietet einen potenziellen Vorteil dieser IOL gegenüber den aberrationskorrigierenden Kunstlinsen, die in der genannten Studie ungefähr ab einer Dezentrierung von $\pm 0,3$ mm eine schlechtere MTF im Vergleich mit den aberrationsneutralen IOL zeigten, während sie bei optimaler Zentrierung bessere Ergebnisse als diese erbrachten [233]. Verschiedene Autoren fanden mittels Auswertung von Scheimpflug-Aufnahmen oder Purkinje-Bildern heraus, dass durch Verwendung moderner IOL-Designs und zeitgemäßer chirurgischer Techniken die durchschnittliche Dezentrierung und Verkipfung minimiert werden kann [234, 235]. Baumeister et al. ermittelten in ihrer klinischen Vergleichsstudie einer asphärischen und einer sphärischen IOL Werte der Dezentrierung bzw. Verkipfung deutlich unter den von Holladay et al. definierten kritischen Grenzen und bestätigten passend dazu, dass bei diesen geringeren Abweichungen von der optimalen IOL-Position eine Auswirkung auf die optische Abbildungsqualität nicht nachzuweisen ist [102, 236]. Rosales et al. fanden eine durchschnittliche Dezentrierung asphärischer IOL von 0,21 mm, während die durchschnittliche Verkipfung 1,54° betrug [235]. Toygar et al. berichten eine durchschnittliche Dezentrierung von 0,26 mm nach Implantation der Incise®-IOL durch eine Mikroinzision [205]. In Zusammenschau dieser Studien erscheint die Sorge vor der Effektaufhebung oder -umkehr durch eine suboptimale intraokuläre Position aberrationsnegativer IOL im Vergleich zu sphärischen oder aberrationsneutralen IOL inzwischen weitgehend vernachlässigbar. Ein Einfluss einer geringen,

spaltlampenmikroskopisch nicht erfassten Dislokation der IOL auf die funktionellen Ergebnisse oder auf die Aberrationsmessungen kann in der vorliegenden Studie dennoch nicht gänzlich ausgeschlossen werden.

5.3 Einordnung der ermittelten Aberrationen

Wie bereits in einigen anderen Arbeiten, die in vivo die okulären Aberrationen unter Verwendung verschieden konzipierter asphärischer IOL untersuchten [41, 149, 174, 199, 200, 203, 204], zeigte sich auch hier bei vergleichbarer kornealer sphärischer Aberration eine signifikant niedrigere okuläre sphärische Aberration nach Implantation der aberrationsnegativen IOL. Der Mittelwert dieser Gruppe ($0,009 \pm 0,044 \mu\text{m}$) lag genauso wie die sich untereinander nicht signifikant unterscheidenden Mittelwerte der Akreos™ Adapt AO-Gruppe ($0,126 \pm 0,070 \mu\text{m}$) und der Incise®-Gruppe ($0,132 \pm 0,0921 \mu\text{m}$) in einem ähnlichen Bereich wie in den zitierten Studien. Dabei ist jedoch hervorzuheben, dass hier eine Messung bei nativer mesopischer Pupillenweite erfolgte, um Erkenntnisse über die individuelle, für die Patienten im Alltag relevante Situation gewinnen zu können. Der Pupillendurchmesser zeigte sich interindividuell sehr variabel und im Mittel etwas geringer als die in den meisten anderen Arbeiten nach medikamentös hervorgerufener Mydriasis zur Auswertung gelangten Pupillenweiten (meist 5 mm oder 6 mm), dies muss bei Vergleichen beachtet werden. Die mittlere Pupillengröße zum Zeitpunkt der postoperativen Untersuchung in der vorliegenden Studie war in den drei Gruppen vergleichbar und befand sich in einem ähnlichen Bereich wie in den Arbeiten von Can et al. ($4,5 \pm 0,5 \text{ mm}$) und Denoyer et al. ($4,73 \pm 0,53 \text{ mm}$) [148, 200]. In ihrer Studie von 2007 fanden Denoyer et al. eine größere mittlere mesopische Pupillenweite von $5,1 \pm 0,7 \text{ mm}$ bei einem etwas höheren mittleren Patientenalter von $79,3 \pm 8,2$ Jahren [160]. Andere Autoren berichten jedoch von pseudophaken Patienten, deren Pupillendurchmesser unter mesopischen oder sogar skotopischen Lichtbedingungen unter 4 mm lagen [162, 164]. Der Einfluss der Pupillengröße auf die sphärische Gesamtaberration des pseudophaken Auges und die Kontrastsensitivität wurde in zahlreichen Arbeiten untersucht. Es konnte dabei eine deutliche Zunahme der sphärischen Aberration mit steigender Pupillengröße nach Implantation von sphärischen IOL und teils auch nach Implantation von asphärischen IOL gezeigt werden [201, 203, 204, 237]. Zum Teil wiesen Augen nach Implantation

einer aberrationskorrigierenden oder -neutralen IOL jedoch auch geringere SA bei weiterer als bei engerer Pupille auf [201, 237].

Von Sonnelthner et al. [149] maßen im Rahmen ihrer Auswertung von Aberrationen nach Mikroinversions-Kataraktchirurgie bei 5-mm-Pupillen eine sphärische Aberration von 0,168 μm nach Implantation der Incise® MJ14T IOL und von -0,008 μm nach Implantation der aberrationsnegativen Tecnis® ZCB00 (AMO, Santa Ana, California, U.S.A.). Andere Autoren ermittelten nach Kleinschnitt-Implantation verschiedener Tecnis®-Modelle (AMO, Santa Ana, California, U.S.A.), die alle eine sphärische Aberration von -0,27 μm aufweisen, eine okuläre sphärische Aberration knapp über Null und nach Implantation aberrationsneutraler IOL etwas höhere Werte: In der Arbeit von Johansson et al. betrug die mittlere sphärische Aberration bei 4-mm-, 5-mm- bzw. 6-mm-Durchmesser der Pupillen nach Implantation der Tecnis® Z9000 IOL 0,01 μm , 0,03 μm bzw. 0,05 μm und nach Implantation der Akreos™ Adapt AO IOL 0,07 μm , 0,17 μm bzw. 0,35 μm . Es fiel dabei der im Vergleich größere Anstieg der SA bei zunehmender Pupillenweite in den Augen mit der aberrationsneutralen IOL auf [41]. In der klinischen Studie von Denoyer et al. betrug die SA ebenfalls 0,01 μm bei Augen mit implantierter Tecnis® Z9000 IOL und 0,11 μm bei Augen mit aberrationsneutraler IOL (SofPort®AO) – gemessen bei nativer mesopischer Pupillenweite, die im Mittel bei $5,15 \pm 0,77$ mm lag [200]. Auch in der Veröffentlichung von Shentu et al. werden signifikant niedrigere Werte unter der Tecnis® Z9001 IOL (0,022 μm) als unter der Akreos™ Adapt AO IOL (0,141 μm) bei 5-mm-Pupillen beschrieben [199]. Rajabi et al. ermittelten eine mittlere okuläre SA von 0,05 μm bei nativer Pupille nach Implantation der Akreos™ Adapt AO IOL [207]. Autoren, die die Aberrationen nach Implantation der aberrationsneutralen Mikroinversions-IOL Akreos™ Adapt AO MI60 (Bausch & Lomb, Inc., Rochester, New York, U.S.A.) untersuchten, beschreiben Mittelwerte der okulären sphärischen Aberration, die weder deutlich von denen der o.g. durch größere Schnitte implantierten aberrationsneutralen IOL noch von den in dieser Studie nach Incise® IOL-Implantation ermittelten abweichen: 0,16 μm und 0,15 μm [148, 238].

Diese zitierten und die in dieser Arbeit erhobenen Ergebnisse bestätigen die theoretischen Erwartungen der Reduktion der okulären sphärischen Aberration durch Implantation aberrationsnegativer im Vergleich zur Situation nach Verwendung von aberrationsneutralen IOL.

In der Studie von Nabh et al. [201] fielen paradoxerweise höhere okuläre sphärische Aberrationen nach Implantation der Tecnis® ZA9003 IOL als nach der einer AcrySof® Natural IQ SN60WF IOL, die eine SA von $-0,2\ \mu\text{m}$ besitzt, und nach Implantation der aberrationsneutralen Akreos™ Adapt AO auf: Bei 4-mm-Pupillen betrugen die Werte $0,027\ \mu\text{m}$, $-0,055\ \mu\text{m}$ bzw. $-0,021\ \mu\text{m}$, bei 5-mm-Pupillen $0,075\ \mu\text{m}$, $-0,095\ \mu\text{m}$ bzw. $0,0\ \mu\text{m}$ und bei 6-mm-Pupillen $0,108\ \mu\text{m}$, $-0,089\ \mu\text{m}$ bzw. $0,02\ \mu\text{m}$. Angaben über eine eventuelle Dezentrierung der (insbesondere aberrationsnegativen) IOL oder sonstige mögliche Ursachen findet sich in der Arbeit nicht. Die funktionellen Ergebnisse, d.h. bestkorrigierter Visus, Kontrastsensitivität und Patientenzufriedenheit inklusive Befragung zu subjektiven Blendungsphänomenen, waren dort ohne signifikanten Unterschied zwischen den drei Gruppen.

Auch die als Root-mean-square (RMS) zusammengefassten okulären Aberrationen höherer Ordnung (HOA) stellten sich in der vorliegenden Studie geringer in den Augen dar, die eine IOL mit negativer sphärischer Aberration erhalten hatten.

Auf dieses Ergebnis kamen auch Johansson et al. bei allen ausgewerteten Pupillengrößen und Nabh et al. bei ihrer Bestimmung der Aberrationen höherer Ordnung bei 6 mm weiten Pupillen, während dort bei 4-mm- und 5-mm-Pupillen die HOA nach Implantation einer aberrationsneutralen Akreos™ Adapt AO im Vergleich zu den Augen mit $-0,2\ \mu\text{m}$ oder $-0,27\ \mu\text{m}$ sphärischer Aberration aufweisender IOL niedriger gemessen wurden [41, 201]. In den Arbeiten von Denoyer et al. und von Sonnleithner et al. ergaben sich keine signifikanten Unterschiede bei Vergleichen der HOA zwischen aberrationsneutraler und aberrationsnegativer (im Falle der zweitgenannten Arbeit Mikroinzisions-) IOL [149, 200]. Rajabi et al. beschreiben bei ihrem Vergleich zweier aberrationsneutraler IOL ebenfalls keinen signifikanten Unterschied der okulären Aberrationen höherer Ordnung [207]. Auch nach Verwendung der aberrationsneutralen Mikroinzisions-IOL Akreos™ Adapt AO MI60 kamen Can et al. auf einen Mittelwert der okulären HOA, der zwischen denen der beiden hier untersuchten Gruppen mit aberrationsneutraler IOL liegt [148].

Zu erwähnen ist hierbei, dass der postoperativ ermittelte RMS-Mittelwert der kornealen HOA in der vorliegenden Studie in der Incise®-Gruppe signifikant niedriger war als in den anderen beiden Gruppen. Dies könnte durch die deutlich kleinere Inzision begründet sein. So fanden auch Denoyer et al. signifikant geringere korneale HOA nach Mikroinzisions-Kataraktchirurgie im Vergleich zum Status nach Kleinschnitt-Technik

[44]. Da in der hier vorliegenden Studie präoperativ keine Wellenfrontmessung durchgeführt wurde, kann keine Aussage bezüglich eines gruppendifferenten Vorbestehens oder eines chirurgisch induzierten Anteils der HOA getroffen werden.

Bei Vergleich der kornealen Aberrationen höherer Ordnung und denen des gesamten Auges zwischen den verschiedenen Gruppen fällt auf, dass trotz der im Vergleich zur Akreos™- und Tecnis®-Gruppe niedrigeren kornealen Aberrationen der Mittelwert der Gesamtaberrationen in der Incise®-Gruppe am höchsten ist. Die internen HOA, die in erster Linie durch die IOL bestimmt werden, müssen in den anderen beiden Gruppen zum partiellen Ausgleich der kornealen HOA führen, während die internen Aberrationen der Incise®-Gruppe aus ungeklärtem Grund eine Steigerung des Mittelwertes der okulären im Vergleich zu den kornealen HOA hervorrufen.

Die bei der okulären Wellenfrontmessung ermittelten Werte für Koma (0,18 µm) und Dreiblatt (0,14 µm) unter der o.g. von Can et al. verwendeten aberrationsneutralen Mikroinzisions-IOL befinden sich im ähnlichen Bereich wie die der Incise®-IOL in der hiesigen Studie (0,195 µm bzw. 0,132 µm), während von Sonnleithner et al. sowohl für die Incise® IOL als auch für die aberrationsnegative Tecnis® ZCB00 etwas höhere, sich jedoch untereinander nicht signifikant unterscheidende Koma-Werte erhoben [148, 149].

Denoyer et al. berichten dagegen über signifikant geringere Koma-Werte unter der aberrationsneutralen SofPort® AO als unter der Tecnis® Z9000 IOL, Nabh et al. fanden insgesamt deutlich niedrigere Werte für Koma (Tecnis® ZA9003 -0,027 µm, AcrySof® IQ SN60WF 0,013 µm, Akreos™ Adapt AO 0,019 µm) und Dreiblatt (-0,010 µm vs. 0,018 µm vs. -0,003 µm) als in der hiesigen Studie [200, 201]. Nach Implantation einer Tecnis® ZA9003 IOL zeigten sich bei Nabh et al. ein signifikant geringeres Koma (bei 4-mm-Pupille) und Dreiblatt (bei 6-mm-Pupille) im Vergleich zur AcrySof® IQ SN60WF, jedoch kein signifikanter Unterschied dieser beiden IOL im Vergleich zur Akreos™ Adapt AO IOL [201].

Die Aberrationen höherer Ordnung mit Ausnahme der sphärischen Aberration scheinen also nicht in eindeutiger Weise von den verschiedenen IOL mit negativer oder neutraler sphärischer Aberration beeinflusst zu werden.

Einen Vergleich der Aberrationen pseudophaker Augen von Patienten zwischen 62 und 84 Jahren, die eine aberrationsnegative (-0,2 μm) AcrySof® Natural IQ SN60WF IOL erhalten hatten, und phaker Augen von Probanden im Alter von 20 bis 40 Jahren bzw. zwischen 41 und 60 Jahren führten Rekas et. al durch. Dabei wiesen bei 5 mm großen Pupillen die Augen der jungen phaken Studienteilnehmer eine ähnlich niedrige sphärische Aberration (0,07 μm) wie die pseudophaken Augen der deutlich älteren Menschen auf (0,06 μm), während die älteren phaken Augen signifikant höhere Werte zeigten (0,11 μm). Auch die Koma-Werte lagen in der Gruppe der älteren phaken Personen im Mittel höher (0,18 μm) als bei den pseudophaken (0,16 μm) oder jungen phaken Augen (0,13 μm) [239]. Bei den zusammengefassten Aberrationen höherer Ordnung stellten sich in dieser zitierten Studie die Verhältnisse zwischen den drei Gruppen anders dar: Am höchsten waren die HOA der pseudophaken Augen (0,92 μm), etwas geringer stellten sie sich in den älteren phaken (0,76 μm) und am niedrigsten in den jungen phaken Augen dar (0,54 μm). Die bestkorrigierte Hochkontrastsehschärfe unterschied sich zwischen diesen drei Gruppen nicht, funktionelle Prüfungen unter mesopischen Bedingungen oder mit reduziertem Kontrast gehörten nicht zum Umfang der Studie. Im Vergleich zu den jungen phaken Augen der eben genannten Untersuchung befinden sich die Werte der sphärischen Aberration und des Koma nach Implantation der Tecnis®-IOL mit -0,27 μm SA in der vorliegenden Studie bei etwas kleinerer mittlerer Pupillengröße in einem deutlich bzw. etwas niedrigeren Bereich, während die sphärische Aberration der Augen mit aberrationsneutraler Akreos™- oder Incise®- IOL eher auf dem Niveau der älteren phaken Augen der Studie von Rekas et. al liegt [239].

Bei den Aberrations-Vergleichen zwischen unterschiedlichen Studien und innerhalb der vorliegenden Studie muss jedoch neben den verschiedenen Pupillengrößen berücksichtigt werden, dass die Verwendung verschiedener Wellenfront-Messgeräte mit teils abweichenden zugrundeliegenden Prinzipien die Vergleichbarkeit vermindern kann [240].

Nicht gesondert untersucht wurden in dieser Studie die iatrogen induzierten Aberrationen. Ein signifikanter Einfluss von manuellen kornealen Inzisionen auf diverse Zernike-Koeffizienten der kornealen Wellenfront, insbesondere auf Astigmatismus, Koma, Dreiblatt und bzw. oder Vierblatt, wurden bereits durch verschiedene Autoren nachgewiesen [241-244]. Serrao et al. fanden auch eine iatrogene Erhöhung der

kornealen sphärischen Aberration [245]. Dies kann potenziell zu einer Effektminderung der aberrationskorrigierenden und -neutralen IOL führen. Neben dem Ansatz der wellenfrontgesteuerten Schnittführung [246] bietet mehreren Studien zufolge die Minimierung der Schnittgröße eine diesbezügliche Optimierungsmöglichkeit: Yao et al., welche die chirurgisch induzierten Aberrationen nach Katarakt-Operationen mit ca. 1,7 mm bzw. ca. 3,2 mm großen Inzisionen verglichen, maßen einen signifikant geringeren Astigmatismus nach Mikroinzision, während sich bei den Aberrationen höherer Ordnung keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen feststellen ließen. Es fiel zudem ein besseres Abschneiden der Mikroinzisions-Gruppe bei der Ermittlung einer der Modulationstransferfunktionen (0,5 MTF) auf [154]. Elkady et al. und Denoyer et al. fanden weder bei den Messungen des Astigmatismus noch bei Bestimmung der kornealen Aberrationen höherer Ordnung signifikante iatrogen induzierte Veränderungen nach Mikroinzisions-Kataraktchirurgie, letztere maßen zudem signifikant geringere okuläre HOA 3. bis 6. Ordnung und niedrigere Dreiblatt-Werte nach B-MICS im Vergleich zu C-SICS mit Implantation der gleichen aberrationsneutralen Mikroinzisions-IOL [44, 159]. Eine andere Studie verglich die kornealen Aberrationen nach Durchführung limbusrelaxierender bzw. nicht-limbusrelaxierender Mikroinzisionen und fand bei den Aberrationen höherer Ordnung keine signifikanten Unterschiede zwischen diesen Gruppen, während der Astigmatismus in der erstgenannten Gruppe reduziert werden konnte [247]. In beiden Gruppen fand dort keine signifikante postoperative Änderung der kornealen RMS HOA, SA, Koma oder Dreiblatt im Vergleich zu den präoperativen Werten statt. Eine möglichst kleine Inzision scheint diesen Studien zufolge zum Zweck der Aberrationsoptimierung erstrebenswert zu sein. In der vorliegenden Arbeit und in der Studie von von Sonnleithner et al. zeigten sich bei natürlicher mesopischer Pupillenweite bzw. in medikamentöser Mydriasis in vivo keine geringeren okulären Aberrationen nach der Implantation aberrationsneutraler IOL durch Mikroinzisionen im Vergleich zum Zustand nach deren Einführung durch größere Inzisionen, sondern in der eigenen Arbeit sogar höhere okuläre HOA-Gesamtwerte in der Incise®-Gruppe, dennoch fiel hier das tendenziell - jedoch nicht signifikant - bessere Abschneiden der Mikroinzisionsgruppe bei der mesopischen Kontrastsehprüfung unter Blendung positiv auf [149]. Zudem sind die sonstigen, durch verschiedene Autoren postulierten Vorteile – wie z.B. eine beschleunigte Wundheilung und eine verbesserte Wundstabilität, die in der vorliegenden Studie nicht explizit untersucht wurden – zu beachten [44, 148, 149, 153-

158]. Hinweise auf die von anderen Autoren beschriebenen Nachteile einer Mikroinziptions-IOL-Implantation wie eine erhöhte Rate an Dezentrierung, Verkipfung oder Haptik-Dislokation fanden sich spaltlampenmikroskopisch geprüft in der vorliegenden Arbeit nicht, hinsichtlich des fraglich erhöhten Risikos einer Nachstarbildung kann bei in diesem Fall nicht erfolgtem Einschluss des Auges in diese Studie keine Aussage getroffen werden [146, 147, 248].

Durch eine an den präoperativen kornealen Aberrationen orientierte, individuelle Auswahl aus den verschiedenen erhältlichen aberrationsneutralen oder aberrationskorrigierenden asphärischen IOL oder durch Verwendung von Spezialanfertigungen wird eine gezielte partielle oder vollständige Korrektur der sphärischen Aberration möglich. Dieses Prinzip der als „customized“ bezeichneten Linsenauswahl mit dem Ziel des Erreichens möglichst guter funktioneller Ergebnisse bei jedem einzelnen Patienten wird durch diverse Autoren propagiert [249-252]. Das genaue Ausmaß der in vivo für eine bestmögliche Abbildungsqualität notwendigen sphärischen Aberration ist jedoch noch nicht eindeutig geklärt: Während die Entwicklung der ersten aberrationsnegativen IOL mit dem Ziel des Erreichens einer okulären sphärischen Aberration um Null, wie sie bei jugendlichen gesunden Augen nachgewiesen wurde, erfolgte [102], beschreiben andere Autoren, dass ein leicht positiver Wert von Vorteil ist. So fanden Levy et al. bei der Untersuchung von Personen mit exzellenter Hochkontrastsehschärfe eine mittlere sphärische Aberration von 0,11 μm bei einer Pupillenweite von 6 mm und Beiko et al. eine bessere photopische und mesopische Kontrastsensitivität bei 6 cpd und 12 cpd in der Studiengruppe, in der die Patienten unter Berücksichtigung der kornealen Aberrationen eine Tecnis® IOL mit einem Zielwert der okulären SA von 0,1 μm implantiert bekommen hatten – im Vergleich zu jenen, bei denen aufgrund einer niedrigeren kornealen sphärischen Aberration nach Tecnis® IOL-Verwendung eine SA um Null zu erwarten war [90, 253]. Zumindest partiell bestätigten sich (wie oben im Detail beschrieben) diese letztgenannten Beobachtungen auch in der vorliegenden Arbeit. Der potenzielle zusätzliche Vorteil einer erhöhten Tiefenschärfe bei verbleibender geringer positiver SA, den diverse Autoren beschreiben (s. 2.2.3.3), wurde in dieser Studie nicht ermittelt.

Wang et al. fanden in ihrer Untersuchung von zuvor myopen Augen nach wellenfront-gestützter brechkraftverändernder Laserbehandlung in Form der photorefraktiven Keratektomie (PRK) einen vom residuellen Defokus abhängigen Wert der simulierten

okulären sphärischen Aberration zum Erreichen einer optimalen Abbildungsqualität: Bei einer Pupillengröße von 6 mm stellte sich bei Emmetropie eine SA von 0 μm als erstrebenswert dar, während bei residueller Myopie von -0,5 dpt. eine SA von 0,25 μm und bei Hyperopie von +0,5 dpt. eine SA zwischen -0,2 μm und -0,3 μm die besten Ergebnisse erbrachte. Die ideale okuläre sphärische Aberration für gering myope bzw. hyperope Augen bei Berechnung für eine 4-mm-Pupille erbrachte in beiden Fällen geringere Werte. Von einer vollständigen Korrektur des Astigmatismus durch die PRK wurde in dieser Studie ausgegangen, dessen Auswirkung auf die optimale SA also nicht untersucht [246].

Die soeben zitierten Arbeiten betonen die Komplexität der beeinflussenden Faktoren, die bei dem Versuch der individuell optimierten IOL-Auswahl zu bedenken und teils nicht exakt im Voraus zu berechnen sind. Eine sorgfältige Rekrutierung der Patienten, die von der individualisierten IOL-Implantation profitieren könnten, unter Berücksichtigung der relevanten Faktoren wie zum Beispiel Pupillengröße, Hornhautaberrationen, Zielrefraktion und der beruflich oder privat zu erwartenden Exposition gegenüber Blendung erscheint in Zusammenschau der zitierten Publikationen und der eigenen Studie sinnvoll. Bei Übertragung der in publizierten Studien gewonnenen Erkenntnisse auf die klinische Praxis ist außerdem zu beachten, dass ein Großteil der Patienten, welche sich heutzutage einer Katarakt-Operation unterziehen, Nebendiagnosen aufweist, die bereits eine reduzierte Kontrastsensitivität mit sich bringen können – wie zum Beispiel ein Glaukom, Diabetes mellitus oder sonstige neurodegenerative Erkrankungen [209, 229, 254-256].

Ein gesteigerter Kosten-, Trainings- und Organisationsaufwand bei Verwendung eines großen Spektrums diverser asphärischer und sphärischer IOL im klinischen Alltag und aufgrund der Notwendigkeit erweiterter präoperativer Untersuchungen stehen dem postoperativen funktionellen Nutzen gegenüber. Al-Sayyari, Fawzy und Al-Saleh fanden in ihrer klinischen Studie, in der sie eine Gruppe mit erfolgter IOL-Auswahl nach dem „customized“-Prinzip mit einer Gruppe verglichen, in der die Patienten unabhängig von der kornealen sphärischen Aberration eine aberrationsneutrale IOL erhalten hatten, keine signifikanten Unterschiede bei der Kontrastsensitivitätsprüfung oder Patientenzufriedenheit [257].

In der vorliegenden Studie fand sich zusammenfassend kein Hinweis auf eine bessere photopische oder mesopische Sehfunktion in der Gruppe mit der theoretisch erwarteten und in der Untergruppenanalyse bestätigten niedrigeren okulären sphärischen Aberration. Dafür ursächlich könnten u.a. die begrenzte mesopische Pupillengröße des überwiegend senilen Patientenkollektivs, die oben diskutierte potenzielle Notwendigkeit einer gering positiven Restaberration zum Erreichen einer optimalen Abbildungsqualität oder die bisher nur inkomplett bekannten und komplexen Beeinflussungen der verschiedenen Ordnungen der höheren Aberrationen untereinander sein. Zudem könnten neuroadaptive Vorgänge eine Rolle spielen: Artal et al. fanden heraus, dass ein Stimulus Probanden schärfer erscheint, wenn er durch die tatsächlichen Aberrationen der Person anstatt durch künstlich veränderte Aberrationen gesehen wird, jedoch eine Anpassung an den Status der geänderten Aberrationen höherer Ordnung möglich ist [258].

Weitere Studien mit einer größeren Patientenzahl, prospektivem und bezüglich obiger weiterer Kritikpunkte optimiertem Design erscheinen sinnvoll, um die in dieser Studie gewonnenen Erkenntnisse in klarere Empfehlungen bezüglich der Indikation zur Implantation der verschiedenen konzipierten asphärischen IOL zum Erreichen der bestmöglichen funktionellen Ergebnisse auch bei niedrigem Kontrast, in der Dämmerung und bei Blendung umwandeln zu können.

6 LITERATURVERZEICHNIS

1. Pascolini, D and Mariotti, SP. *Global estimates of visual impairment: 2010*. Br J Ophthalmol 2012. 96(5):614-8.
2. Wolfram, C and Pfeiffer, N. *Weißbuch zur Situation der ophthalmologischen Versorgung in Deutschland*. 2012, München.
3. Kanthan, GL, Wang, JJ, Rochtchina, E, Tan, AG, Lee, A, Chia, EM, and Mitchell, P. *Ten-year incidence of age-related cataract and cataract surgery in an older Australian population. The Blue Mountains Eye Study*. Ophthalmology 2008. 115(5):808-14 e1.
4. Lang, GK. *Augenheilkunde*. Vol. 5. 2014, Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
5. Thylefors, B, Negrel, AD, and Pararajasegaram, R. *Epidemiologic aspects of global blindness prevention*. Curr Opin Ophthalmol 1992. 3(6):824-34.
6. Klein, BE and Klein, R. *Projected prevalences of age-related eye diseases*. Invest Ophthalmol Vis Sci 2013. 54(14):Orsf14-7.
7. BVA. *Gute Sicht im Alter*. 2012, 02/2016. Available from: <http://cms.augeninfo.de/hauptmenu/gesunde-augen/gute-sicht-im-alter.html>.
8. Rouhiainen, P, Rouhiainen, H, and Salonen, JT. *The impact of early lens opacity progression on visual acuity and refraction*. Ophthalmologica 1997. 211(4):242-6.
9. Javed, U, McVeigh, K, Scott, NW, and Azuara-Blanco, A. *Cataract extraction and patient vision-related quality of life: a cohort study*. Eye (Lond) 2015. 29(7):921-5.
10. Ivers, RQ, Mitchell, P, and Cumming, RG. *Visual function tests, eye disease and symptoms of visual disability: a population-based assessment*. Clin Experiment Ophthalmol 2000. 28(1):41-7.
11. Asbell, PA, Dualan, I, Mindel, J, Brocks, D, Ahmad, M, and Epstein, S. *Age-related cataract*. Lancet 2005. 365(9459):599-609.
12. Delcourt, C, Cristol, JP, Tessier, F, Leger, CL, Michel, F, and Papoz, L. *Risk factors for cortical, nuclear, and posterior subcapsular cataracts: the POLA study. Pathologies Oculaires Liees a l'Age*. Am J Epidemiol 2000. 151(5):497-504.
13. Hiller, R, Sperduto, RD, Podgor, MJ, Wilson, PW, Ferris, FL, 3rd, Colton, T, D'Agostino, RB, Roseman, MJ, Stockman, ME, and Milton, RC. *Cigarette smoking and the risk of development of lens opacities. The Framingham studies*. Arch Ophthalmol 1997. 115(9):1113-8.

14. Hiller, R, Sperduto, RD, and Ederer, F. *Epidemiologic associations with nuclear, cortical, and posterior subcapsular cataracts*. Am J Epidemiol 1986. 124(6):916-25.
15. Allen, D and Vasavada, A. *Cataract and surgery for cataract*. BMJ 2006. 333(7559):128-32.
16. Wang, W, Yan, W, Fotis, K, Prasad, NM, Lansingh, VC, Taylor, HR, Finger, RP, Facciolo, D, and He, M. *Cataract Surgical Rate and Socioeconomics: A Global Study*. Invest Ophthalmol Vis Sci 2016. 57(14):5872-81.
17. Palmer, JJ, Chinanayi, F, Gilbert, A, Pillay, D, Fox, S, Jaggernath, J, Naidoo, K, Graham, R, Patel, D, and Blanchet, K. *Mapping human resources for eye health in 21 countries of sub-Saharan Africa: current progress towards VISION 2020*. Hum Resour Health 2014. 12:44.
18. Wenzel, M, Auffarth, G, Scharrer, A, Schayan-Araghi, K, and Reinhard, T. *Ambulante und stationäre Intraokularchirurgie 2014: Ergebnisse der Umfrage von BDOC, BVA, DGII und DOG*. Ophtho-Chirurgie 2015. 27:155 – 66
19. Kohnen, T, Baumeister, M, Kook, D, Klaproth, OK, and Ohrloff, C. *Cataract surgery with implantation of an artificial lens*. Dtsch Arztebl Int 2009. 106(43):695-702.
20. Rao, GN, Khanna, R, and Payal, A. *The global burden of cataract*. Curr Opin Ophthalmol 2011. 22(1):4-9.
21. Keeffe, JE and Taylor, HR. *Cataract surgery in Australia 1985-94*. Aust N Z J Ophthalmol 1996. 24(4):313-7.
22. McCarty, CA, Keeffe, JE, and Taylor, HR. *The need for cataract surgery: projections based on lens opacity, visual acuity, and personal concern*. Br J Ophthalmol 1999. 83(1):62-5.
23. Wille, E and Popp, M. *Die Bewertung von Kataraktoperationen aus gesundheitsökonomischer Sicht*. 2012, Gutachten im Auftrag des Bundesverbands Deutscher Ophthalmochirurgen e.V. (BDOC): Mannheim.
24. Baltussen, R, Sylla, M, and Mariotti, SP. *Cost-effectiveness analysis of cataract surgery: a global and regional analysis*. Bull World Health Organ 2004. 82(5):338-45.
25. Harrer, A, Gerstmeyer, K, Hirnschall, N, Pesudovs, K, Lundstrom, M, and Findl, O. *Impact of bilateral cataract surgery on vision-related activity limitations*. J Cataract Refract Surg 2013. 39(5):680-5.

26. Debas, HT, Gosselin, R, McCord, C, and Thind, A. *Disease Control Priorities in Developing Countries (2nd Edition)*. Surgery, Chapter 67. 2006, New York: Oxford University Press.
27. Roy, PN, Mehra, KS, and Deshpande, PJ. *Cataract surgery performed before 800 B.C.* Br J Ophthalmol 1975. 59(0007-1161 (Print)):171-.
28. Menapace, R. *Die Kataraktoperation im Wandel der Zeit*. Spektrum der Augenheilkunde 2009. 23:200-3.
29. Minassian, DC, Rosen, P, Dart, JK, Reidy, A, Desai, P, Sidhu, M, Kaushal, S, and Wingate, N. *Extracapsular cataract extraction compared with small incision surgery by phacoemulsification: a randomised trial*. Br J Ophthalmol 2001. 85(7):822-9.
30. Blumenthal, M. *Manual ECCE, the present state of the art*. Klin Monbl Augenheilkd 1994. 205(5):266-70.
31. Riaz, Y, Mehta, JS, Wormald, R, Evans, JR, Foster, A, Ravilla, T, and Snellings, T. *Surgical interventions for age-related cataract*. Cochrane Database Syst Rev 2006(4):Cd001323.
32. Apple, DJ and Sims, J. *Harold Ridley and the invention of the intraocular lens*. Surv Ophthalmol 1996. 40(4):279-92.
33. Leydhecker, W. *Augenheilkunde*. 24 ed. 1990, Hong Kong: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH.
34. Apple, DJ, Mamalis, N, Lofffield, K, Googe, JM, Novak, LC, Kavka-Van Norman, D, Brady, SE, and Olson, RJ. *Complications of intraocular lenses. A historical and histopathological review*. Surv Ophthalmol 1984. 29(1):1-54.
35. Nordlohne, ME. *The intraocular implant lens development and results with special reference to the Binkhorst lens*. Doc Ophthalmol 1974. 38(1):1-269.
36. Jaffe, NS, Clayman, HM, Jaffe, MS, and Light, DS. *The results of extracapsular cataract extraction with a Shearing posterior chamber lens implant 34 to 40 months after surgery*. Ophthalmic Surg 1982. 13(1):47-9.
37. Dardenne, MU, Sherif, S, Stoffel, C, and Konen, C. *[Implantation of 700 intraocular lenses in the posterior chamber following phaco-emulsification]*. Bull Mem Soc Fr Ophtalmol 1981. 93:368-73.
38. Jacobs, H, Grieshaber, MC, Schneider, U, Henrich, PB, and Goldblum, D. *[Toric intraocular lenses: a valuable method for correcting corneal astigmatism]*. Klin Monbl Augenheilkd 2015. 232(4):372-4.

39. Lundstrom, M, Barry, P, Henry, Y, Rosen, P, and Stenevi, U. *Visual outcome of cataract surgery; study from the European Registry of Quality Outcomes for Cataract and Refractive Surgery*. J Cataract Refract Surg 2013. 39(5):673-9.
40. Desai, P, Minassian, DC, and Reidy, A. *National cataract surgery survey 1997-8: a report of the results of the clinical outcomes*. Br J Ophthalmol 1999. 83(12):1336-40.
41. Johansson, B, Sundelin, S, Wikberg-Matsson, A, Unsbo, P, and Behndig, A. *Visual and optical performance of the Akreos Adapt Advanced Optics and Tecnis Z9000 intraocular lenses: Swedish multicenter study*. J Cataract Refract Surg 2007. 33(9):1565-72.
42. Kaufmann, C, Krishnan, A, Landers, J, Esterman, A, Thiel, MA, and Goggin, M. *Astigmatic neutrality in biaxial microincision cataract surgery*. J Cataract Refract Surg 2009. 35(9):1555-62.
43. Tong, N, He, JC, Lu, F, Wang, Q, Qu, J, and Zhao, YE. *Changes in corneal wavefront aberrations in microincision and small-incision cataract surgery*. J Cataract Refract Surg 2008. 34(12):2085-90.
44. Denoyer, A, Denoyer, L, Marotte, D, Georget, M, and Pisella, PJ. *Intraindividual comparative study of corneal and ocular wavefront aberrations after biaxial microincision versus coaxial small-incision cataract surgery*. Br J Ophthalmol 2008. 92(12):1679-84.
45. Hayashi, K, Hayashi, H, Nakao, F, and Hayashi, F. *The correlation between incision size and corneal shape changes in sutureless cataract surgery*. Ophthalmology 1995. 102(4):550-6.
46. Oshika, T, Tsuboi, S, Yaguchi, S, Yoshitomi, F, Nagamoto, T, Nagahara, K, and Emi, K. *Comparative study of intraocular lens implantation through 3.2- and 5.5-mm incisions*. Ophthalmology 1994. 101(7):1183-90.
47. Schneider, H. *Intraokularlinsen*. Implantatekatalog Teil II 2000.
48. Auffarth, GU, Wesendahl, TA, Brown, SJ, and Apple, DJ. *[Complications after implantation of anterior chamber lenses. An analysis of 4,100 explanted intraocular lenses]*. Ophthalmologie 1994. 91(4):512-7.
49. Evereklioglu, C, Er, H, Bekir, NA, Borazan, M, and Zorlu, F. *Comparison of secondary implantation of flexible open-loop anterior chamber and scleral-fixated posterior chamber intraocular lenses*. J Cataract Refract Surg 2003. 29(2):301-8.

50. Bresnick, GH. *Eyes containing anterior chamber acrylic implants. Pathological complications.* Arch Ophthalmol 1969. 82(6):726-37.
51. Kessel, L, Andresen, J, Tendal, B, Erngaard, D, Flesner, P, and Hjortdal, J. *Toric Intraocular Lenses in the Correction of Astigmatism During Cataract Surgery: A Systematic Review and Meta-analysis.* Ophthalmology 2016. 123(2):275-86.
52. Wang, SY, Stem, MS, Oren, G, Shtein, R, and Lichter, PR. *Patient-centered and visual quality outcomes of premium cataract surgery: a systematic review.* Eur J Ophthalmol 2017. 27(4):387-401.
53. Ong, HS, Evans, JR, and Allan, BD. *Accommodative intraocular lens versus standard monofocal intraocular lens implantation in cataract surgery.* Cochrane Database Syst Rev 2014(5):Cd009667.
54. Ford, J, Werner, L, and Mamalis, N. *Adjustable intraocular lens power technology.* J Cataract Refract Surg 2014. 40(7):1205-23.
55. Yang, H and Afshari, NA. *The yellow intraocular lens and the natural ageing lens.* Curr Opin Ophthalmol 2014. 25(1):40-3.
56. Schuster, AK, Tesarz, J, and Vossmerbaeumer, U. *Ocular wavefront analysis of aspheric compared with spherical monofocal intraocular lenses in cataract surgery: Systematic review with metaanalysis.* J Cataract Refract Surg 2015. 41(5):1088-97.
57. Jimenez, R, Valero, A, Fernandez, J, Anera, RG, and Jimenez, JR. *Optical quality and visual performance after cataract surgery with biaxial microincision intraocular lens implantation.* J Cataract Refract Surg 2016. 42(7):1022-8.
58. Müller, M and Kohnen, T. *[Incisions for biaxial and coaxial microincision cataract surgery].* Ophthalmologe 2010. 107(2):108-15.
59. Basarir, B, Kaya, V, Altan, C, Karakus, S, Pinarci, EY, and Demirok, A. *The use of a supplemental sulcus fixated IOL (HumanOptics Add-On IOL) to correct pseudophakic refractive errors.* Eur J Ophthalmol 2012. 22(6):898-903.
60. Huang, D, Schallhorn, SC, Sugar, A, Farjo, AA, Majmudar, PA, Trattler, WB, and Tanzer, DJ. *Phakic intraocular lens implantation for the correction of myopia: a report by the American Academy of Ophthalmology.* Ophthalmology 2009. 116(11):2244-58.
61. Kohnen, T. *[Introduction to the topic: aspheric optics].* Ophthalmologe 2008. 105(0941-293X (Print)):223.

62. Kohnen, T and Klaproth, OK. *[Aspheric intraocular lenses]*. Ophthalmologe 2008. 105(0941-293X (Print)):234-40.
63. Schmidt, O, Wilms, KH, and Lingelbach, B. *The visby lenses*. Optom Vis Sci 1999. 76(9):624-30.
64. Wang, L, Dai, E, Koch, DD, and Nathoo, A. *Optical aberrations of the human anterior cornea*. J Cataract Refract Surg 2003. 29(8):1514-21.
65. Webb, RH, Penney, CM, and Thompson, KP. *Measurement of ocular local wavefront distortion with a spatially resolved refractometer*. Appl Opt 1992. 31(19):3678-86.
66. Liang, J, Grimm, B, Goelz, S, and Bille, JF. *Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor*. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 1994. 11(7):1949-57.
67. Atchison, DA. *Design of aspheric intraocular lenses*. Ophthalmic Physiol Opt 1991. 11(2):137-46.
68. Artal, P, Norrby, S, Piers, PA, and Van, DMM. *Methods of obtaining ophthalmic lenses providing the eye with reduced aberrations*. 2001, Google Patents.
69. Reiner, J. *Grundlagen der ophthalmologischen Optik*. 1 ed. 2002: Books on Demand. 198.
70. Mrochen, M and Büeler, M. *[Aspheric optics: physical fundamentals]*. Der Ophthalmologe: Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft 2008. 105(3):224-33.
71. Kühlke, D. *Optik: Grundlagen und Anwendungen*. 3 ed. 2011: Europa Lehrmittel Verlag.
72. Atchison, DA and Smith, G. *Optics of the Human Eye*, Smith, DAA, Editor. 2000, Butterworth-Heinemann: Edinburgh.
73. ISO. *Ophthalmic Optics and Instruments – Reporting Aberrations of the Human Eye, ISO 24157:2008*. 2008, International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland.
74. McAlinden, C, McCartney, M, and Moore, J. *Mathematics of Zernike polynomials: a review*. Clin Experiment Ophthalmol 2011. 39(8):820-7.
75. Zernike, F. *Beugungstheorie des Schneidenverfahrens und seiner verbesserten Form, der Phasenkontrastmethode*. Physica 1934. 1(7-12):689-704.
76. Bille, JF and von Pape, U. *The development of wavefront technology and its application to ophthalmology*, in *Aberration-free refractive surgery: New frontiers*

- in vision*, Bille, JF, Harner, CFH, and Loesel, FH, Editors. 2004, Springer-Verlag Berlin Heidelberg: New York. 1-23.
77. Artal, P, Guirao, A, Berrio, E, Piers, P, and Norrby, S. *Optical aberrations and the aging eye*. Int Ophthalmol Clin 2003. 43(2):63-77.
 78. Jähne, B. *Digital Image Processing: Concepts, Algorithms, and Scientific Applications*. 1997: Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
 79. Applegate, RA, Ballentine, C, Gross, H, Sarver, EJ, and Sarver, CA. *Visual acuity as a function of Zernike mode and level of root mean square error*. Optom Vis Sci 2003. 80(2):97-105.
 80. Artal, P, Guirao, A, Berrio, E, and Williams, DR. *Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye*. J Vis 2001. 1(1):1-8.
 81. Liang, J and Williams, DR. *Aberrations and retinal image quality of the normal human eye*. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 1997. 14(11):2873-83.
 82. Bellucci, R and Morselli, S. *Optimizing higher-order aberrations with intraocular lens technology*. Curr Opin Ophthalmol 2007. 18(1):67-73.
 83. Pepose, JS and Applegate, RA. *Making sense out of wavefront sensing*. Am J Ophthalmol 2005. 139(2):335-43.
 84. Artal, P and Guirao, A. *Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye*. Opt Lett 1998. 23(21):1713-5.
 85. Dubbelman, M, Sicam, VA, and van der Heijde, RG. *The contribution of the posterior surface to the coma aberration of the human cornea*. J Vis 2007. 7(7):10.1-8.
 86. Sicam, VA, Dubbelman, M, and van der Heijde, RG. *Spherical aberration of the anterior and posterior surfaces of the human cornea*. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2006. 23(3):544-9.
 87. Howcroft, MJ and Parker, JA. *Aspheric curvatures for the human lens*. Vision Res 1977. 17(10):1217-23.
 88. Duke-Elder, S. *System of Ophthalmology: Ophthalmic optics and refraction*. 2 ed. Vol. 5. 1970: H. Kimpton.
 89. Millodot, M and Sivak, J. *Contribution of the cornea and lens to the spherical aberration of the eye*. Vision Res 1979. 19(6):685-7.
 90. Levy, Y, Segal, O, Avni, I, and Zadok, D. *Ocular higher-order aberrations in eyes with supernormal vision*. Am J Ophthalmol 2005. 139(2):225-8.

91. Wang, L and Koch, DD. *Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery*. J Cataract Refract Surg 2003. 29(10):1896-903.
92. Porter, J, Guirao, A, Cox, IG, and Williams, DR. *Monochromatic aberrations of the human eye in a large population*. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2001. 18(8):1793-803.
93. Castejon-Mochon, JF, Lopez-Gil, N, Benito, A, and Artal, P. *Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population*. Vision Res 2002. 42(13):1611-7.
94. Villegas, EA, Alcon, E, and Artal, P. *Optical quality of the eye in subjects with normal and excellent visual acuity*. Invest Ophthalmol Vis Sci 2008. 49(10):4688-96.
95. Artal, P. *History of IOLs that correct spherical aberration*. J Cataract Refract Surg 2009. 35(6):962-3.
96. Young, T. *On the mechanism of the eye*. Vol. 91. 1801: Philosophical transactions of the Royal Society of London.
97. el-Hage, SG and Berny, F. *Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye*. J Opt Soc Am 1973. 63(2):205-11.
98. Tomlinson, A, Hemenger, RP, and Garriott, R. *Method for estimating the spheric aberration of the human crystalline lens in vivo*. Invest Ophthalmol Vis Sci 1993. 34(3):621-9.
99. Smith, G, Cox, MJ, Calver, R, and Garner, LF. *The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye*. Vision Res 2001. 41(2):235-43.
100. Jenkins, TC. *Aberrations of the eye and their effects on vision: 1. Spherical aberration*. Br J Physiol Opt 1963. 20:59-91.
101. Sivak, JG and Kreuzer, RO. *Spherical aberration of the crystalline lens*. Vision Res 1983. 23(1):59-70.
102. Holladay, JT, Piers, PA, Koranyi, G, van der Mooren, M, and Norrby, NE. *A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes*. J Refract Surg 2002. 18(6):683-91.
103. Beiko, GH, Haigis, W, and Steinmueller, A. *Distribution of corneal spherical aberration in a comprehensive ophthalmology practice and whether keratometry can predict aberration values*. J Cataract Refract Surg 2007. 33(5):848-58.
104. Negishi, K, Kodama, C, Yamaguchi, T, Torii, H, Saiki, M, Dogru, M, Ohnuma, K, and Tsubota, K. *Predictability of ocular spherical aberration after cataract surgery*

- determined using preoperative corneal spherical aberration.* J Cataract Refract Surg 2010. 36(5):756-61.
105. Nemeth, G, Szalai, E, Hassan, Z, Lipecz, A, Flasko, Z, and Modis, L. *Corneal biomechanical data and biometric parameters measured with Scheimpflug-based devices on normal corneas.* Int J Ophthalmol 2017. 10(2):217-22.
 106. Atchison, DA. *Recent advances in measurement of monochromatic aberrations of human eyes.* Clin Exp Optom 2005. 88(1):5-27.
 107. Thibos, LN, Bradley, A, and Hong, X. *A statistical model of the aberration structure of normal, well-corrected eyes.* Ophthalmic Physiol Opt 2002. 22(5):427-33.
 108. Jahnke, M, Wirbelauer, C, and Pham, DT. *[Influence of age on optical aberrations of the human eye].* Ophthalmologe 2006. 103(7):596-604.
 109. Artal, P, Benito, A, and Tabernero, J. *The human eye is an example of robust optical design.* J Vis 2006. 6(1):1-7.
 110. Glasser, A and Campbell, MC. *Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age.* Vision Res 1998. 38(2):209-29.
 111. Tabernero, J, Benito, A, Alcon, E, and Artal, P. *Mechanism of compensation of aberrations in the human eye.* J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2007. 24(10):3274-83.
 112. Kelly, JE, Mihashi, T, and Howland, HC. *Compensation of corneal horizontal/vertical astigmatism, lateral coma, and spherical aberration by internal optics of the eye.* J Vis 2004. 4(4):262-71.
 113. Oshika, T, Klyce, SD, Applegate, RA, and Howland, HC. *Changes in corneal wavefront aberrations with aging.* Invest Ophthalmol Vis Sci 1999. 40(7):1351-5.
 114. McLellan, JS, Marcos, S, and Burns, SA. *Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye.* Invest Ophthalmol Vis Sci 2001. 42(6):1390-5.
 115. de Sanctis, U, Vinai, L, Bartoli, E, Donna, P, and Grignolo, F. *Total spherical aberration of the cornea in patients with cataract.* Optom Vis Sci 2014. 91(10):1251-8.
 116. Schwiegerling, J. *Scaling Zernike expansion coefficients to different pupil sizes.* J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2002. 19(10):1937-45.
 117. Guirao, A, Redondo, M, and Artal, P. *Optical aberrations of the human cornea as a function of age.* J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2000. 17(10):1697-702.

118. Guirao, A, Gonzalez, C, Redondo, M, Geraghty, E, Norrby, S, and Artal, P. *Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population.* Invest Ophthalmol Vis Sci 1999. 40(1):203-13.
119. Kuroda, T, Fujikado, T, Maeda, N, Oshika, T, Hirohara, Y, and Mihashi, T. *Wavefront analysis in eyes with nuclear or cortical cataract.* Am J Ophthalmol 2002. 134(1):1-9.
120. Applegate, RA, Marsack, JD, and Thibos, LN. *Metrics of retinal image quality predict visual performance in eyes with 20/17 or better visual acuity.* Optom Vis Sci 2006. 83(9):635-40.
121. Applegate, RA, Donnelly, WJ, 3rd, Marsack, JD, Koenig, DE, and Pesudovs, K. *Three-dimensional relationship between high-order root-mean-square wavefront error, pupil diameter, and aging.* J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2007. 24(3):578-87.
122. Mathur, A, Atchison, DA, and Charman, WN. *Effect of accommodation on peripheral ocular aberrations.* J Vis 2009. 9(12):20.1-11.
123. Mrochen, M and Seiler, T. *[Fundamentals of wavefront-guided refractive corneal surgery].* Ophthalmologe 2001. 98(8):703-14.
124. Winn, B, Whitaker, D, Elliott, DB, and Phillips, NJ. *Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects.* Invest Ophthalmol Vis Sci 1994. 35(3):1132-7.
125. Thibos, LN, Hong, X, Bradley, A, and Cheng, X. *Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes.* J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2002. 19(12):2329-48.
126. Wang, Y, Zhao, K, Jin, Y, Niu, Y, and Zuo, T. *Changes of higher order aberration with various pupil sizes in the myopic eye.* J Refract Surg 2003. 19(2 Suppl):S270-4.
127. Dubbelman, M, Van der Heijde, GL, and Weeber, HA. *Change in shape of the aging human crystalline lens with accommodation.* Vision Res 2005. 45(1):117-32.
128. Brown, N. *The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation.* Exp Eye Res 1973. 15(4):441-59.
129. Koretz, JF, Handelman, GH, and Brown, NP. *Analysis of human crystalline lens curvature as a function of accommodative state and age.* Vision Res 1984. 24(10):1141-51.

130. Garner, LF and Yap, MK. *Changes in ocular dimensions and refraction with accommodation*. Ophthalmic Physiol Opt 1997. 17(1):12-7.
131. Garner, LF and Smith, G. *Changes in equivalent and gradient refractive index of the crystalline lens with accommodation*. Optom Vis Sci 1997. 74(2):114-9.
132. Koretz, JF, Cook, CA, and Kaufman, PL. *Aging of the human lens: changes in lens shape upon accommodation and with accommodative loss*. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2002. 19(1):144-51.
133. Artal, P, Fernandez, EJ, and Manzanera, S. *Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery?* J Refr Surg 2002. 18(1081-597X (Print)):S563-S6.
134. Cheng, X, Bradley, A, Hong, X, and Thibos, LN. *Relationship between refractive error and monochromatic aberrations of the eye*. Optom Vis Sci 2003. 80(1):43-9.
135. Rocha, KM, Nose, W, Bottos, K, Bottos, J, Morimoto, L, and Soriano, E. *Higher-order aberrations of age-related cataract*. J Cataract Refract Surg 2007. 33(8):1442-6.
136. Guirao, A, Tejedor, J, and Artal, P. *Corneal aberrations before and after small-incision cataract surgery*. Invest Ophthalmol Vis Sci 2004. 45(12):4312-9.
137. Marcos, S, Rosales, P, Llorente, L, and Jimenez-Alfaro, I. *Change in corneal aberrations after cataract surgery with 2 types of aspherical intraocular lenses*. J Cataract Refract Surg 2007. 33(2):217-26.
138. McLellan, JS, Marcos, S, Prieto, PM, and Burns, SA. *Imperfect optics may be the eye's defence against chromatic blur*. Nature 2002. 417(6885):174-6.
139. Pepose, JS, Qazi, MA, Edwards, KH, Sanderson, JP, and Sarver, EJ. *Comparison of contrast sensitivity, depth of field and ocular wavefront aberrations in eyes with an IOL with zero versus positive spherical aberration*. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2009. 247(7):965-73.
140. Rocha, KM, Soriano, ES, Chamon, W, Chalita, MR, and Nose, W. *Spherical aberration and depth of focus in eyes implanted with aspheric and spherical intraocular lenses: a prospective randomized study*. Ophthalmology 2007. 114(11):2050-4.
141. Marcos, S, Barbero, S, and Jimenez-Alfaro, I. *Optical quality and depth-of-field of eyes implanted with spherical and aspheric intraocular lenses*. J Refract Surg 2005. 21(3):223-35.

142. Franchini, A. *Compromise between spherical and chromatic aberration and depth of focus in aspheric intraocular lenses.* J Cataract Refract Surg 2007. 33(3):497-509.
143. Shearing, SP, Relyea, RL, Loaiza, A, and Shearing, RL. *Routine phacoemulsification through and they millimeter non-sutured incision.* Cataract 1985. 2:6-11.
144. Shock, JP. *Removal of cataracts with ultrasonic fragmentation and continuous irrigation.* Trans Pac Coast Otophthalmol Soc Annu Meet 1972. 53:139-44.
145. Alio, JL. *What does MICS require?*, in *MICS Micro-incision Cataract Surgery. Highlights of Ophthalmology*, Alio, JL, Rodriguez Prats, JL, and Galal, A, Editors. 2004: Miami. 1-4.
146. Kaya, V, Ozturker, ZK, Ozturker, C, Yasar, O, Sivrikaya, H, Agca, A, and Yilmaz, OF. *ThinOptX vs AcrySof: comparison of visual and refractive results, contrast sensitivity, and the incidence of posterior capsule opacification.* Eur J Ophthalmol 2007. 17(3):307-14.
147. Pandey, SK, Werner, L, Agarwal, A, Agarwal, A, Lal, V, Patel, N, Hoyos, JE, Callahan, JS, and Callahan, JD. *Phakonit. cataract removal through a sub-1.0 mm incision and implantation of the ThinOptX rollable intraocular lens.* J Cataract Refract Surg 2002. 28(9):1710-3.
148. Can, I, Takmaz, T, Bayhan, HA, and Bostanci Ceran, B. *Aspheric microincision intraocular lens implantation with biaxial microincision cataract surgery: efficacy and reliability.* J Cataract Refract Surg 2010. 36(11):1905-11.
149. von Sonnleithner, C, Bergholz, R, Gonnermann, J, Klamann, MK, Torun, N, and Bertelmann, E. *Clinical results and higher-order aberrations after 1.4-mm biaxial cataract surgery and implantation of a new aspheric intraocular lens.* Ophthalmic Res 2015. 53(1):8-14.
150. Alio, J, Rodriguez-Prats, JL, and Galal, A. *Advances in microincision cataract surgery intraocular lenses.* Curr Opin Ophthalmol 2006. 17(1):80-93.
151. Berdahl, JP, DeStafeno, JJ, and Kim, T. *Corneal wound architecture and integrity after phacoemulsification evaluation of coaxial, microincision coaxial, and microincision bimanual techniques.* J Cataract Refract Surg 2007. 33(3):510-5.
152. Behrens, A, Stark, WJ, Pratzner, KA, and McDonnell, PJ. *Dynamics of small-incision clear cornea wounds after phacoemulsification surgery using optical*

- coherence tomography in the early postoperative period.* J Refract Surg 2008. 24(1):46-9.
153. Wilczynski, M, Supady, E, Loba, P, Synder, A, Palenga-Pydyn, D, and Omulecki, W. *Evaluation of surgically induced astigmatism after coaxial phacoemulsification through 1.8 mm microincision and standard phacoemulsification through 2.75 mm incision.* Klin Oczna 2011. 113(10-12):314-20.
 154. Yao, K, Tang, X, and Ye, P. *Corneal astigmatism, high order aberrations, and optical quality after cataract surgery: microincision versus small incision.* J Refract Surg 2006. 22(9 Suppl):S1079-82.
 155. Chee, SP and Bacsal, K. *Endophthalmitis after microincision cataract surgery.* J Cataract Refract Surg 2005. 31(9):1834-5.
 156. Berdahl, JP, Jun, B, DeStafeno, JJ, and Kim, T. *Comparison of a torsional handpiece through microincision versus standard clear corneal cataract wounds.* J Cataract Refract Surg 2008. 34(12):2091-5.
 157. Kahraman, G, Amon, M, Franz, C, Prinz, A, and Abela-Formanek, C. *Intraindividual comparison of surgical trauma after bimanual microincision and conventional small-incision coaxial phacoemulsification.* J Cataract Refract Surg 2007. 33(4):618-22.
 158. Wilczynski, M, Drobniowski, I, Synder, A, and Omulecki, W. *Evaluation of early corneal endothelial cell loss in bimanual microincision cataract surgery (MICS) in comparison with standard phacoemulsification.* Eur J Ophthalmol 2006. 16(6):798-803.
 159. Elkady, B, Alio, JL, Ortiz, D, and Montalban, R. *Corneal aberrations after microincision cataract surgery.* J Cataract Refract Surg 2008. 34(1):40-5.
 160. Denoyer, A, Le Lez, ML, Majzoub, S, and Pisella, PJ. *Quality of vision after cataract surgery after Tecnis Z9000 intraocular lens implantation: effect of contrast sensitivity and wavefront aberration improvements on the quality of daily vision.* J Cataract Refract Surg 2007. 33(2):210-6.
 161. Pandita, D, Raj, SM, Vasavada, VA, Vasavada, VA, Kazi, NS, and Vasavada, AR. *Contrast sensitivity and glare disability after implantation of AcrySof IQ Natural aspherical intraocular lens: prospective randomized masked clinical trial.* J Cataract Refract Surg 2007. 33(4):603-10.

162. Kurz, S, Krummenauer, F, Thieme, H, and Dick, HB. *Contrast sensitivity after implantation of a spherical versus an aspherical intraocular lens in biaxial microincision cataract surgery.* J Cataract Refract Surg 2007. 33(3):393-400.
163. Zeng, M, Liu, Y, Liu, X, Yuan, Z, Luo, L, Xia, Y, and Zeng, Y. *Aberration and contrast sensitivity comparison of aspherical and monofocal and multifocal intraocular lens eyes.* Clin Experiment Ophthalmol 2007. 35(4):355-60.
164. Mester, U, Dillinger, P, and Anterist, N. *Impact of a modified optic design on visual function: clinical comparative study.* J Cataract Refract Surg 2003. 29(4):652-60.
165. Packer, M, Fine, IH, Hoffman, RS, and Piers, PA. *Improved functional vision with a modified prolate intraocular lens.* J Cataract Refract Surg 2004. 30(5):986-92.
166. Packer, M, Fine, IH, Hoffman, RS, and Piers, PA. *Prospective randomized trial of an anterior surface modified prolate intraocular lens.* J Refract Surg 2002. 18(6):692-6.
167. Tzelikis, PF, Akaishi, L, Trindade, FC, and Boteon, JE. *Spherical aberration and contrast sensitivity in eyes implanted with aspheric and spherical intraocular lenses: a comparative study.* Am J Ophthalmol 2008. 145(5):827-33.
168. Tzelikis, PF, Akaishi, L, Trindade, FC, and Boteon, JE. *Ocular aberrations and contrast sensitivity after cataract surgery with AcrySof IQ intraocular lens implantation Clinical comparative study.* J Cataract Refract Surg 2007. 33(11):1918-24.
169. Rocha, KM, Soriano, ES, Chalita, MR, Yamada, AC, Bottos, K, Bottos, J, Morimoto, L, and Nose, W. *Wavefront analysis and contrast sensitivity of aspheric and spherical intraocular lenses: a randomized prospective study.* Am J Ophthalmol 2006. 142(5):750-6.
170. Kershner, RM. *Retinal image contrast and functional visual performance with aspheric, silicone, and acrylic intraocular lenses. Prospective evaluation.* J Cataract Refract Surg 2003. 29(9):1684-94.
171. Kim, SW, Ahn, H, Kim, EK, and Kim, TI. *Comparison of higher order aberrations in eyes with aspherical or spherical intraocular lenses.* Eye (Lond) 2008. 22(12):1493-8.
172. Sandoval, HP, Fernandez de Castro, LE, Vroman, DT, and Solomon, KD. *Comparison of visual outcomes, photopic contrast sensitivity, wavefront analysis,*

- and patient satisfaction following cataract extraction and IOL implantation: aspheric vs spherical acrylic lenses.* Eye (Lond) 2008. 22(12):1469-75.
173. Caporossi, A, Casprini, F, Martone, G, Balestrazzi, A, Tosi, GM, and Ciompi, L. *Contrast sensitivity evaluation of aspheric and spherical intraocular lenses 2 years after implantation.* J Refract Surg 2009. 25(7):578-90.
 174. Caporossi, A, Martone, G, Casprini, F, and Rapisarda, L. *Prospective randomized study of clinical performance of 3 aspheric and 2 spherical intraocular lenses in 250 eyes.* J Refract Surg 2007. 23(7):639-48.
 175. Assaf, A and Kotb, A. *Ocular aberrations and visual performance with an aspheric single-piece intraocular lens: contralateral comparative study.* J Cataract Refract Surg 2010. 36(9):1536-42.
 176. Bellucci, R, Scialdone, A, Buratto, L, Morselli, S, Chierogo, C, Criscuoli, A, Moretti, G, and Piers, P. *Visual acuity and contrast sensitivity comparison between Tecnis and AcrySof SA60AT intraocular lenses: A multicenter randomized study.* J Cataract Refract Surg 2005. 31(4):712-7.
 177. Yagci, R, Uzun, F, Acer, S, and Hepseren, IF. *Comparison of visual quality between aspheric and spherical IOLs.* Eur J Ophthalmol 2014. 24(5):688-92.
 178. Tandogan, T, Auffarth, GU, Choi, CY, Liebing, S, Mayer, C, and Khoramnia, R. *In vitro comparative optical bench analysis of a spherical and aspheric optic design of the same IOL model.* BMC Ophthalmol 2017. 17(1):9.
 179. Chen, Y, Wang, X, Zhou, CD, and Wu, Q. *Evaluation of visual quality of spherical and aspherical intraocular lenses by Optical Quality Analysis System.* Int J Ophthalmol 2017. 10(6):914-8.
 180. Munoz, G, Albarran-Diego, C, Galotto, MA, Pascual, J, and Ferrer-Blasco, T. *Lack of effect of intraocular lens asphericity on visual performance with acrylic intraocular lenses.* Eur J Ophthalmol 2011. 21(6):723-31.
 181. Yu, AY, Wang, QM, Sun, J, Xue, AQ, Zhu, SQ, Wang, SL, and Li, JY. *Spherical aberration after implantation of an aspheric versus a spherical intraocular lens in high myopia.* Clin Experiment Ophthalmol 2009. 37(6):558-65.
 182. Kennis, H, Huygens, M, and Callebaut, F. *Comparing the contrast sensitivity of a modified prolate anterior surface IOL and of two spherical IOLs.* Bull Soc Belge Ophtalmol 2004(294):49-58.
 183. Casprini, F, Balestrazzi, A, Tosi, GM, Miracco, F, Martone, G, Cevenini, G, and Caporossi, A. *Glare disability and spherical aberration with five foldable*

- intraocular lenses: a prospective randomized study.* Acta Ophthalmol Scand 2005. 83(1):20-5.
184. Su, PY and Hu, FR. *Intraindividual comparison of functional vision and higher order aberrations after implantation of aspheric and spherical intraocular lenses.* J Refract Surg 2009. 25(3):265-72.
 185. Rekas, M, Krix-Jachym, K, and Zelichowska, B. *Comparison of higher order aberrations with spherical and aspheric IOLs compared to normal phakic eyes.* Eur J Ophthalmol 2008. 18(5):728-32.
 186. Bausch&Lomb. *Akreos AO intraocular lens.* 2016. Available from: <http://www.bausch.co.uk/en-gb/ecp/our-products/cataract-surgery/lens-systems/akreos-ao/>.
 187. Bausch&Lomb. *INCISE intraocular lens.* 2016. Available from: http://www.bausch.co.uk/ecp/-/m/BL/United%20Kingdom/Files/Downloads/ECP/Contact%20Lenses/101511_incise-specs_updated_150713.pdf.
 188. AbbottLaboratories. *Tecnis 3-piece IOL.* 2015. Available from: <http://abbottmedicaloptics.com/products/cataract/monofocal-iols/tecnis-aspheric-iol>.
 189. Sunderraj, P, Villada, JR, Joyce, PW, and Watson, A. *Glare testing in pseudophakes with posterior capsule opacification.* Eye (Lond) 1992. 6 (Pt 4):411-3.
 190. Wesemann, W, Schiefer, U, and Bach, M. *Neue DIN-Normen zur Sehschärfebestimmung.* Ophthalmologe 2010. 107:821–26.
 191. Aulhorn, E and Harms, H. *[The examination on fitness for driving at darkness with the mesoptometer].* Klin Monbl Augenheilkd 1970. 157(6):843-73.
 192. Oculus. *Mesotest IIb Gebrauchsanweisung.* Available from: http://www.fleischhacker.biz/Fleischhacker-DAM/filestore/9/3/1/6_0fd20320c50c856/9316_500100c4bd07062.pdf?v=2011-10-02+20%3A23%3A26.
 193. Bach, M, Lachenmayr, B, and Schiefer, U. *Prüfung des Kontrast- oder Dämmerungssehens.* Ophthalmologe 2011. 108:1195–8.
 194. Die Verkehrskommission der DOG, VL, B. *Empfehlung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft und des Berufsverbandes der Augenärzte Deutschlands zur Fahreignungsbegutachtung für den Straßenverkehr - Anleitung*

- für die augenärztliche Untersuchung und Beurteilung der Eignung zum Führen von Kraftfahrzeugen*. 2011(5. Auflage).
195. Hettwer, M. *Der Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor - Aufbau, Funktion und Anwendung*. Laser Technik Journal 2004. 1(2):60-2.
 196. Castillo Gómez, A, Verdejo del Rey, A, Palomino Bautista, C, Escalada Ferrándiz, A, Carmona González, D, and Ceballos Burgos, S. *Principles and Clinical Applications of Ray-Tracing aberrometry (Part I)*. Journal of Emmetropia 2012. 3:96-110.
 197. Taneri, S, Oehler, S, and Azar, DT. *Influence of mydriatic eye drops on wavefront sensing with the Zywave aberrometer*. J Refract Surg 2011. 27(9):678-85.
 198. Kohnen, T, Klaproth, OK, and Bühren, J. *Effect of intraocular lens asphericity on quality of vision after cataract removal: an intraindividual comparison*. Ophthalmology 2009. 116(9):1697-706.
 199. Shentu, X, Tang, X, and Yao, K. *Spherical aberration, visual performance and pseudoaccommodation of eyes implanted with different aspheric intraocular lens*. Clin Experiment Ophthalmol 2008. 36(7):620-4.
 200. Denoyer, A, Denoyer, L, Halfon, J, Majzoub, S, and Pisella, PJ. *Comparative study of aspheric intraocular lenses with negative spherical aberration or no aberration*. J Cataract Refract Surg 2009. 35(1873-4502 (Electronic)):496-503.
 201. Nabh, R, Ram, J, Pandav, SS, and Gupta, A. *Visual performance and contrast sensitivity after phacoemulsification with implantation of aspheric foldable intraocular lenses*. J Cataract Refract Surg 2009. 35(2):347-53.
 202. Lee, K-m, Park, S-h, and Joo, C-k. *Comparison of clinical outcomes with three different aspheric intraocular lenses*. Acta Ophthalmologica 2011:40-6.
 203. Baghi, AR, Jafarinasab, MR, Ziaei, H, and Rahmani, Z. *Visual Outcomes of Two Aspheric PCIOLs: Tecnis Z9000 versus Akreos AO*. J Ophthalmic Vis Res 2008. 3(1):32-6.
 204. Jafarinasab, MR, Feizi, S, Baghi, AR, Ziaie, H, and Yaseri, M. *Aspheric versus Spherical Posterior Chamber Intraocular Lenses*. J Ophthalmic Vis Res 2010. 5(4):217-22.
 205. Toygar, B, Yabas Kiziloglu, O, Toygar, O, and Hacimustafaoglu, AM. *Early clinical outcome with a new monofocal microincision intraocular lens*. Int Ophthalmol 2016. 36(5):657-64.

206. Eppig, T, Filser, E, Goeppert, H, Schroeder, AC, Seitz, B, and Langenbucher, A. *Index of contrast sensitivity (ICS) in pseudophakic eyes with different intraocular lens designs*. Acta Ophthalmol 2015. 93(3):e181-7.
207. Rajabi, MT, Korouji, S, Farjadnia, M, Naderan, M, Rajabi, MB, Khosravi, B, and Tabatabaie, SM. *Higher order aberration comparison between two aspherical intraocular lenses: MC6125AS and Akreos advanced optics*. Int J Ophthalmol 2015. 8(3):565-8.
208. Packer, M, Fine, IH, and Hoffman, RS. *Contrast sensitivity and measuring cataract outcomes*. Ophthalmol Clin North Am 2006. 19(4):521-33.
209. Wolkstein, M, Atkin, A, and Bodis-Wollner, I. *Contrast sensitivity in retinal disease*. Ophthalmology 1980. 87(11):1140-9.
210. Pomerance, GN and Evans, DW. *Test-retest reliability of the CSV-1000 contrast test and its relationship to glaucoma therapy*. Invest Ophthalmol Vis Sci 1994. 35(9):3357-61.
211. Tan, JC, Spalton, DJ, and Arden, GB. *The effect of neodymium: YAG capsulotomy on contrast sensitivity and the evaluation of methods for its assessment*. Ophthalmology 1999. 106(4):703-9.
212. Ginsburg, AP and Cannon, MW. *Comparison of three methods for rapid determination of threshold contrast sensitivity*. Invest Ophthalmol Vis Sci 1983. 24(6):798-802.
213. Brown, B and Lovie-Kitchin, JE. *High and low contrast acuity and clinical contrast sensitivity tested in a normal population*. Optom Vis Sci 1989. 66(7):467-73.
214. van Bree, MCJ, van den Berg, TJTP, and Zijlmans, BLM. *Posterior Capsule Opacification Severity, Assessed with Straylight Measurement, as Main Indicator of Early Visual Function Deterioration*. Ophthalmology 2013. 120(1):20-33.
215. Holladay, JT, Lang, A, and Portney, V. *Analysis of edge glare phenomena in intraocular lens edge designs*. J Cataract Refract Surg 1999. 25(6):748-52.
216. Erie, JC, Bandhauer, MH, and McLaren, JW. *Analysis of postoperative glare and intraocular lens design*. J Cataract Refract Surg 2001. 27(4):614-21.
217. Ellis, MF. *Sharp-edged intraocular lens design as a cause of permanent glare*. J Cataract Refract Surg 2001. 27(7):1061-4.
218. Naycheva, LG. *Untersuchung des Kontrastsehens: Welches Verfahren ist am besten geeignet?*, in *Universitäts-Augenklinik Tübingen*. 2012, Medizinische Fakultät der Eberhard Karls Universität zu Tübingen: Tübingen.

219. Scharwey, K, Krzizok, T, and Herfurth, M. *Night driving ability of persons with normal vision and variable age*. Der Ophthalmologe 1998. 95(8):555-8.
220. Grosskopf, U, Wagner, R, Jacobi, FK, and Krzizok, T. *[Twilight vision and glare sensitivity in monofocal and multifocal pseudophakia]*. Ophthalmologe 1998. 95(6):432-7.
221. Holzer, MP, Auffarth, GU, Vargas, LG, Reuland, AJ, Becker, KA, and Völcker, HE. *Nachfahrtauglichkeit: Bieten asphärische Intraokularlinsen Vorteile?*, in 101. Jahrestagung der DOG, Heidelberger Forschungsgruppe Intraokularlinsen und Refraktive Chirurgie, U-A, Heidelberg, Editor. 2003: Berlin.
222. Kretz, FT, Tandogan, T, Khoramnia, R, and Auffarth, GU. *High order aberration and straylight evaluation after cataract surgery with implantation of an aspheric, aberration correcting monofocal intraocular lens*. Int J Ophthalmol 2015. 8(4):736-41.
223. Owsley, C, Stalvey, BT, Wells, J, Sloane, ME, and McGwin, G, Jr. *Visual risk factors for crash involvement in older drivers with cataract*. Arch Ophthalmol 2001. 119(6):881-7.
224. Lachenmayr, B, Buser, A, and Keller, O. *Sehstörungen als Unfallursache in Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen (BASt), Mensch und Sicherheit*. 1996: Bergisch Gladbach, Deutschland.
225. Küchel, A and Seiler, I. *Szenarien der Mobilitätsentwicklung unter Berücksichtigung von Siedlungsstrukturen bis 2050*, in Forschungsvorhaben des Bundesministeriums für Verkehr, Bau und Stadtentwicklung unter der FE-Nr. 070.757/2004 (FOPS), Abschlussbericht, Fassung vom 30.06.2006. 2006, Wirtschafts- und Strukturdaten, Statistik und Sondererhebungen/ Referat A30: Magdeburg, Deutschland.
226. Bundesministerium für Verkehr, BuS. *Anlage 6 "Anforderungen an das Sehvermögen" zu den §§ 12, 48 Absatz 4 und 5 der Verordnung über die Zulassung von Personen zum Straßenverkehr (Fahrerlaubnis-Verordnung, FeV)*, in BGBl. I S. 1980, BGBl. I S. 1674. 13.12.2010, letzte Änderung: 02.10.2015: Bonn, Bundesrepublik Deutschland.
227. Lord, SR and Dayhew, J. *Visual risk factors for falls in older people*. J Am Geriatr Soc 2001. 49(5):508-15.
228. Jackson, GR and Owsley, C. *Scotopic sensitivity during adulthood*. Vision Res 2000. 40(18):2467-73.

229. Marshall, J. *The ageing retina: physiology or pathology*. Eye (Lond) 1987. 1 (Pt 2):282-95.
230. Dolman, CL, McCormick, AQ, and Drance, SM. *Aging of the optic nerve*. Arch Ophthalmol 1980. 98(11):2053-8.
231. Altmann, GE, Nichamin, LD, Lane, SS, and Pepose, JS. *Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration*. J Cataract Refract Surg 2005. 31(3):574-85.
232. Bonaque-Gonzalez, S, Bernal-Molina, P, and Lopez-Gil, N. *Amount of aspheric intraocular lens decentration that maintains the intraocular lens' optical advantages*. J Cataract Refract Surg 2015. 41(5):1110-1.
233. Eppig, T, Scholz, K, Löffler, A, Meßner, A, and Langenbucher, A. *Effect of decentration and tilt on the image quality of aspheric intraocular lens designs in a model eye*. J Cataract Refract Surg 2009. 35:1091-100.
234. Auran, JD, Koester, CJ, and Donn, A. *In vivo measurement of posterior chamber intraocular lens decentration and tilt*. Arch Ophthalmol 1990. 108(1):75-9.
235. Rosales, P, De Castro, A, Jimenez-Alfaro, I, and Marcos, S. *Intraocular lens alignment from purkinje and Scheimpflug imaging*. Clin Exp Optom 2010. 93(6):400-8.
236. Baumeister, M, Neidhardt, B, and Kohnen, T. *Tilt and Decentration of Three-Piece Foldable High-Refractive Silicone and Hydrophobic Acrylic Intraocular Lenses With 6-mm Optics in an Intraindividual Comparison*. American Journal of Ophthalmology 2005. 140(6):1051-8.
237. Munoz, G, Albarran-Diego, C, Montes-Mico, R, Rodriguez-Galietero, A, and Alio, JL. *Spherical aberration and contrast sensitivity after cataract surgery with the Tecnis Z9000 intraocular lens*. J Cataract Refract Surg 2006. 32(8):1320-7.
238. Alio, JL, Pinero, DP, Ortiz, D, and Montalban, R. *Clinical outcomes and postoperative intraocular optical quality with a microincision aberration-free aspheric intraocular lens*. J Cataract Refract Surg 2009. 35(9):1548-54.
239. Rekas, M, Krix-Jachym, K, Zelichowska, B, Ferrer-Blasco, T, and Montes-Mico, R. *Optical quality in eyes with aspheric intraocular lenses and in younger and older adult phakic eyes: comparative study*. J Cataract Refract Surg 2009. 35(1873-4502 (Electronic)):297-302.
240. Cervino, A, Hosking, SL, Montes-Mico, R, and Bates, K. *Clinical ocular wavefront analyzers*. J Refract Surg 2007. 23(6):603-16.

241. Nagy, ZZ, Dunai, A, Kranitz, K, Takacs, AI, Sandor, GL, Hecz, R, and Knorz, MC. *Evaluation of femtosecond laser-assisted and manual clear corneal incisions and their effect on surgically induced astigmatism and higher-order aberrations.* J Refract Surg 2014. 30(8):522-5.
242. Jiang, Y, Le, Q, Yang, J, and Lu, Y. *Changes in corneal astigmatism and high order aberrations after clear corneal tunnel phacoemulsification guided by corneal topography.* J Refract Surg 2006. 22(9 Suppl):S1083-8.
243. Wang, J, Tang, X, Zhang, S, and Li, LH. *[Changes in high order aberrations of anterior and posterior surfaces of cornea before and after phacoemulsification].* Zhonghua Yan Ke Za Zhi 2008. 44(12):1066-71.
244. Razmjoo, H, Koosha, N, Vaezi, MH, Rahimi, B, and Peyman, A. *Corneal astigmatism change and wavefront aberration evaluation after cataract surgery: "Single" versus "paired opposite" clear corneal incisions.* Adv Biomed Res 2014. 3:163.
245. Serrao, S, Lombardo, G, Schiano-Lomoriello, D, Rosati, M, and Lombardo, M. *Preliminary investigation of corneal wavefront aberration following femtosecond laser clear corneal incision for cataract surgery.* Eur J Ophthalmol 2014. 24(6):842-9.
246. Wang, L, Pitcher, JD, Weikert, MP, and Koch, DD. *Custom selection of aspheric intraocular lenses after wavefront-guided myopic photorefractive keratectomy.* J Cataract Refract Surg 2010. 36(1):73-81.
247. Eliwa, TF, Abdellatif, MK, and Hamza, II. *Effect of Limbal Relaxing Incisions on Corneal Aberrations.* J Refract Surg 2016. 32(3):156-62.
248. Toygar, B, Kiziloglu, OY, Toygar, O, and Aykan, U. *Spontaneous Haptic Flexion and Misalignment of a New Microincisional Aspheric Intraocular Lens in the Early Postoperative Period in Two Patients.* J Refract Surg 2015. 31(8):558-60.
249. Guo, H, Goncharov, AV, and Dainty, C. *Comparison of retinal image quality with spherical and customized aspheric intraocular lenses.* Biomed Opt Express 2012. 3(4):681-91.
250. Langenbucher, A, Janunts, E, Seitz, B, Kannengiesser, M, and Eppig, T. *Theoretical image performance with customized aspheric and spherical IOLs - when do we get a benefit from customized aspheric design?* Z Med Phys 2014. 24(2):94-103.

251. Packer, M, Fine, IH, and Hoffman, RS. *Aspheric intraocular lens selection based on corneal wavefront*. J Refract Surg 2009. 25(1):12-20.
252. Nochez, Y, Favard, A, Majzoub, S, and Pisella, PJ. *Measurement of corneal aberrations for customisation of intraocular lens asphericity: impact on quality of vision after micro-incision cataract surgery*. Br J Ophthalmol 2010. 94(4):440-4.
253. Beiko, GHH. *Personalized correction of spherical aberration in cataract surgery*. 2007:1455-60.
254. Sokol, S, Moskowitz, A, Skarf, B, Evans, R, Molitch, M, and Senior, B. *Contrast sensitivity in diabetics with and without background retinopathy*. Arch Ophthalmol 1985. 103:51–4.
255. Dolman, CL, McCormick, AQ, and Drance, SM. *Aging of the optic nerve*. Arch Ophthalmol 1980. 98:2053-8.
256. Sekuler, R, Owsley, C, and Berenberg, R. *Contrast sensitivity during provoked visual impairment in multiple sclerosis*. Ophthalmic Physiol Opt 1986. 6:229–32.
257. Al-Sayyari, TM, Fawzy, SM, and Al-Saleh, AA. *Corneal spherical aberration and its impact on choosing an intraocular lens for cataract surgery*. Saudi J Ophthalmol 2014. 28(4):274-80.
258. Artal, P, Chen, L, Fernandez, EJ, Singer, B, Manzanera, S, and Williams, DR. *Neural compensation for the eye's optical aberrations*. J Vis 2004. 4(1534-7362 (Electronic)):281-7.

Eidesstattliche Versicherung

Ich, Mirjam Johanna Rossel, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema „Vergleich verschieden konzipierter asphärischer Intraokularlinsen im Hinblick auf das postoperative Kontrastsehvermögen“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.

Datum

Unterschrift

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Peter Rieck und Herrn Prof. Dr. med. Eckart Bertelmann für die Überlassung bzw. Übernahme des Themas sowie für ihre konstruktive, freundliche und unkomplizierte Betreuung.

Mein Dank gilt auch Frau Prof. Dr. med. Antonia Joussen für ihre motivierende und geduldige Unterstützung und den vielen Kolleginnen und Kollegen der Augenklinik der Charité Berlin, die mir bei Bedarf mit fachlichen oder persönlichen Ratschlägen zur Seite standen.

Sehr dankbar bin ich zudem meiner Schwester und meinem treuen Freundeskreis, die mir Kraft und Ruhe gaben und Rücksicht nahmen.

Zuletzt möchte ich meinen Eltern, die mir das Studium ermöglichten und mich stets stärkten, von ganzem Herzen danken. Ihnen widme ich diese Arbeit.